

Klinische, radiologische und biomechanische
Untersuchungsergebnisse nach medialer Schlittenendoprothese
Typ Oxford Phase 3

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Juliane Anders

geboren am 05.02.1986 in Sonneberg

Gutachter

1. Prof. Dr. R.-A. Venbrocks, Eisenberg
2. Prof. Dr. Dr. G. Hofmann, Jena
3. PD Dr. U. Irlenbusch, Arnstadt

Tag der öffentlichen Verteidigung:

Dienstag, 07.06.2011

Abkürzungsverzeichnis

ap	anterior posterior
ant.	anterior
BMI	Body Mass Index
Gr.	Gruppe
GS	Gegenseite
KSS	Knee Society Score
max.	maximal
min.	minimal
OP	Operation
OS	operierte Seite
OSG	Oberes Sprunggelenk
p.o.	post operationem
post.	posterior
sd	Standardabweichung
u.a.	und andere
VG	Vergleichsgruppe

Inhaltsverzeichnis

1.	ZUSAMMENFASSUNG	1
2.	EINLEITUNG.....	3
3.	ZIELE DER ARBEIT	7
4.	METHODIK	9
4.1.	ALTERSVERTEILUNG	9
4.2.	GESCHLECHTSVERTEILUNG.....	10
4.3.	OPERATIVES VORGEHEN	10
4.4.	KNEE SOCIETY SCORE.....	12
4.5.	KLINISCHE UNTERSUCHUNG	13
4.6.	RADIOLOGISCHE UNTERSUCHUNG.....	14
4.7.	PROPRIOZEPTIONSMESSUNG	16
4.8.	GANGANALYSE	21
4.9.	STATISTIK.....	25
5.	ERGEBNISSE	27
5.1.	BODY MASS INDEX	27
5.2.	KNEE SOCIETY SCORE AUSWERTUNG	27
5.2.1.	KNEE SCORE	27
5.2.2.	FUNCTION SCORE.....	28
5.2.3.	GESAMTSORE	29
5.3.	ERWEITERTE KLINISCHE ERGEBNISSE	31
5.3.1.	UMFANGSMESSUNG	31
5.3.2.	FRÜND ´SCHES ZEICHEN.....	31
5.3.3.	ZOHLEN ZEICHEN	32
5.4.	RÖNTGENAUSWERTUNG	33
5.4.1.	VARUS/VALGUS WINKEL (FEMUR) - WINKEL A/A	33
5.4.2.	FLEXIONS-/EXTENSIONS WINKEL (FEMUR) - WINKEL B/B.....	34
5.4.3.	VARUS/VALGUS WINKEL (TIBIA)- WINKEL E/E	35
5.4.4.	MEDIALE PASSUNG - G	36
5.4.5.	POSTEROINFERIORE NEIGUNG (TIBIA) - WINKEL F/F.....	37
5.4.6.	ANTERIORE PASSUNG (TIBIA) - WINKEL J	38
5.4.7.	GESAMTZAHL DER ABWEICHENDEN WINKEL ALLER PATIENTEN	39
5.4.8.	PATELLAGELENKSPALTWEITE MEDIAL UND LATERAL (PATELLATILT).....	39
5.5.	PROPRIOZEPTIONSMESSUNG	41
5.6.	GANGANALYSE	43
5.6.1.	SCHLITTENPATIENTEN GEGENÜBER GESUNDER VERGLEICHSGRUPPE.....	43

5.6.1.1. ZEIT-DISTANZ-PARAMETER	43
5.6.1.1.1. KADENZ (ANZAHL DER SCHRITTE PRO MINUTE)	43
5.6.1.1.2. DOPPELUNTERSTÜTZUNG (PHASE, IN DER BEIDE FÜßE DEN BODEN BERÜHREN)	43
5.6.1.1.3. ZYKLUS ZEIT	44
5.6.1.1.4. STANDPHASE (ZEIT VOM FERSENKONTAKT BIS ZUR ZEHENABLÖSUNG) IN % VOM GANGZYKLUS	44
5.6.1.1.5. SCHRITTLÄNGE	45
5.6.1.1.6. GANGGESCHWINDIGKEIT	45
5.6.1.2. VERTIKALE BODENREAKTIONSKRAFT	46
5.6.1.3. KNIIEWINKEL SAGITTAL (FLEXION)	47
5.6.1.4. RELATIVE MOMENTE	48
5.6.1.4.1. SAGITTALEBENE (FLEXION UND EXTENSION)	48
5.6.1.4.2. FRONTALEBENE (ADDUZIERENDES DREHMOMENT)	49
5.6.2. OPERIERTE GEGENÜBER NICHT OPERierter SEITE	49
5.6.2.1. ZEIT-DISTANZ-PARAMETER	49
5.6.2.1.1. ZYKLUS ZEIT	49
5.6.2.1.2. STANDPHASE (ZEIT VOM FERSENKONTAKT BIS ZUR ZEHENABLÖSUNG)	50
5.6.2.1.3. SCHRITTLÄNGE	51
5.6.2.1.4. GANGGESCHWINDIGKEIT	51
5.6.2.2. VERTIKALE BODENREAKTIONSKRAFT	52
5.6.2.3. KNIIEWINKEL SAGITTAL (FLEXION)	52
5.6.2.4. RELATIVE MOMENTE	53
5.6.2.4.1. SAGITTALEBENE (FLEXION UND EXTENSION)	53
5.6.2.4.2. FRONTALEBENE (ADDUZIERENDES DREHMOMENT)	54
5.7. AUSWERTUNG PATIENT MIT SCHLECHTEM KNEE SOCIETY SCORE ERGEBNIS	55
6. DISKUSSION	56
7. SCHLUSSFOLGERUNG	64
8. LITERATURVERZEICHNIS	66
9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	71
10. TABELLENVERZEICHNIS	72
11. ANHANG	74
LEBENS LAUF	74
DANKSAGUNG	76
EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG	77

1. Zusammenfassung

Über den Stellenwert des medialen Teilgelenkersatzes am Kniegelenk, besteht in der Literatur noch längst keine Einigkeit. Während die Indikation bei Varusgonarthrose unbestritten vorhanden ist, wird die Lebensdauer des Teilgelenkersatzes noch immer kritisch diskutiert. Dabei ist die Implantation eines Teilgelenkes eine logische Therapieform bei isoliertem Verschleiß des sehr häufig betroffenen medialen Gelenkanteils.

Die Diskussionen zu Vor- und Nachteilen der medialen Teilgelenke am Kniegelenk waren Anlass zu einer umfassenden 5-Jahres Nachuntersuchung an der Klinik für Orthopädie des Waldkrankenhauses Eisenberg mit Lehrstuhl für Orthopädie der Friedrich-Schiller-Universität Jena. Im Rahmen dieser Studie wurden alle 26 im Jahr 2003 wegen einer Varusgonarthrose mit einer Schlittenendoprothese Oxford Phase 3 operierten Patienten einbezogen. Neben der klinischen Untersuchung mit Erfassung des Knee Society Score (KSS) erfolgten eine radiologische Kontrolle, Winkelreproduktionsmessung und Ganganalyse. Zur Beurteilung des Therapieerfolges wurden alle Ergebnisse dieser sehr komplexen Untersuchungen statistisch aufbereitet. Neben radiologischer Lockerungskriterien sowie klinischer Befundbeschreibung konnten so auch Gangbildveränderungen bzw. Propriozeptionsdefizite erfasst werden.

Das operative Vorgehen ist gegenüber der Totalendoprothese vergleichsweise minimal invasiv. Es werden durch die mediale Arthrotomie weniger propriozeptiv wichtige Strukturen alteriert und bei Beachtung der Operationsrichtlinien die Biomechanik des Kniegelenkes nicht negativ beeinflusst.

Anhand der Ergebnisse konnte 5 Jahre nach Implantation der medialen Schlittenendoprothese gezeigt werden, dass im Vergleich zum nicht operierten Bein die Beweglichkeit der Kniegelenke keine signifikanten Unterschiede aufwiesen. Die Röntgenbildauswertung aller Patienten ergab keine Lockerungszeichen. Vom Hersteller empfohlene Implantationsgeometriemerkmale waren nur in einigen Fällen geringgradig abweichend. Da sie keine negative Auswirkung auf den Knee Society Score hatten, ergab sich

daraus keine klinische Relevanz. Das Ergebnis im Knee Society-Score lag bei 22 Patienten im exzellenten und guten Bereich. Nur 4 Patienten fielen in schlechtere Kategorien.

Bei der Untersuchung der propriozeptiven Leistung der operierten Kniegelenke konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der operierten und nicht operierten Seite festgestellt werden.

Das kontrovers diskutierte Problem der Beeinträchtigung des Therapieerfolges durch eine bestehende retropatellare Schmerzsymptomatik kann nach den vorliegenden Untersuchungen nicht bestätigt werden. Der Function Score wurde sowohl durch einen bestehenden Patellatilt aber auch durch eine subklinische retropatellare Schmerzsymptomatik nicht negativ beeinflusst.

Zusammenfassend zeigt die vorliegende Arbeit, dass die endoprothetische Rekonstruktion des medialen Kompartiment mittels Oxford Phase 3 Implantat nach 5 Jahren eine erfolgreiche Therapieform der Knieendoprothetik ist. Durch Einhaltung der Operationsindikation und Implantationsvorgaben sowie entsprechender postoperativer Rehabilitation zur Kräftigung der Oberschenkelmuskulatur lassen sich gute und sehr gute Therapieerfolge erzielen.

Ein interindividueller Unterschied im Gangbild zwischen Prothesenträgern und Kniegesunden zeigt, dass weitere prä- und postoperative Vergleichsstudien notwendig sind um eine klare Aussage über die Ursachen der veränderten Stereotypie des Ganges treffen zu können.

2. Einleitung

Die Anfänge der Knieendoprothetik gehen zurück in das 19. Jahrhundert. Bereits 1890 experimentierte Themistokles Gluck (1853-1942) mit einem aus Elfenbein gefertigten Kniegelenkersatz (Kohn 2000). Vordergründig wegen Wundinfektionen, aber auch durch die Verwendung ungeeigneter Materialien, setzte sich der künstliche Gelenkersatz zunächst nicht durch.

Auch in einer Zeit, als die Hüftendoprothetik bereits etabliert war, gab es hinsichtlich der Versorgung fortgeschrittener Gonarthrosen keine einheitlichen operativen Therapiekonzepte. Die über Jahre oft praktizierte Methode der Kniearthrodese war nicht zuletzt wegen der resultierenden funktionellen Einschränkungen nicht mehr vertretbar. Mit der Entwicklung moderner Verbundwerkstoffe, wie spezieller Metalllegierungen und abriebfester Polyethylene, standen erst 80 Jahre nach T. Gluck geeignete Implantate zur Verfügung. Durch die Verbesserung der Operationstechnik und den Einsatz perioperativer Antibiotikaphylaxe waren befürchtete Wundheilungsstörungen beherrschbar und es begann der Siegeszug der Knieendoprothese. Hauptindikation dafür ist die Kniegelenkarthrose (Gonarthrosis deformans), eine degenerative, primär nicht entzündliche Verschleißerkrankung des Kniegelenkes. Bei 25% der Patienten betrifft diese Degeneration isoliert nur das mediale Kompartment (Lisowski et al. 2004).

Die ersten künstlichen Kniegelenke waren sogenannte gekoppelte Scharnierendoprothesen, die eine Vielzahl von Komplikationsmöglichkeiten aufwiesen. Kritische klinische Bewertungen der Operationsergebnisse führten zu ständigen Verbesserungen in der Operationstechnik. Die Verwendung neuester Materialien und die Einbindung von Erkenntnissen aus der Verschleißmessung führte letztlich zur Etablierung von sogenannten Oberflächenersatzendoprothesen und auch zur Entwicklung von Teilgelenken (Kohn 2000). Die fortlaufende Weiterentwicklung geeigneter Implantatmodelle war auch eine logische Konsequenz zunehmender biomechanischer Erfahrungen. Auch die steigende Zahl jüngerer Patienten mit medial oder lateral lokal begrenzter Gonarthrose erforderte nicht nur ein Umdenken in der Indikationsstellung, sondern auch neue Implantatmodelle, die isoliert den geschädigten Anteil des Kniegelenkes ersetzen sollten. Aus dieser Entwicklung entstanden

die inzwischen etablierten unikompartmentellen Knieendoprothesen, auch als Schlittenendoprothesen bezeichnet.

Über die Indikation zum totalen Kniegelenkersatz und der Schlittenendoprothese wird seit Jahren eine kontroverse Diskussion geführt. Für beide Verfahren werden in der Literatur sowohl Vor- als auch Nachteile propagiert. Dabei ist die Schlittenendoprothesenimplantation deutlich weniger invasiv und biomechanisch wichtige Strukturen des Kniegelenkes, insbesondere die Kreuzbänder, bleiben erhalten. Mit dem Oxford Phase 3 Implantat wird die physiologische Kniegelenkfunktion durch die Verwendung eines mobilen Inlays nahezu vollständig wiederhergestellt. Aldinger et al. (2004) sehen nicht zuletzt aus diesem Grund den Vorteil der Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese in klinischen Langzeitstudien bestätigt.

Bei der Implantation einer Totalendoprothese wird dagegen die Biomechanik des gesamten Gelenkes verändert. Der Verlust des vorderen, teilweise auch des hinteren Kreuzbandes, aber auch das deutlich größere Operationstrauma durch den Zugang, stellt einen nicht zu unterschätzenden Nachteil gegenüber einem Teilgelenkersatz dar.

Der seit 1970 eingeführte unikompartmentelle Kniegelenkersatz basiert im Wesentlichen auf zwei verschiedenen Designkonzepten (Skowronski et al. 2005). Unterteilt werden diese in das sogenannte feste (fixed) und mobile (mobile) Inlay (bearing) System. Sie unterscheiden sich in der Beweglichkeit des Polyethylenmeniskus, welcher entweder fixiert oder frei beweglich Bestandteil des Kniegelenkteilersatzes ist. Goodfellow und O'Connor (1978) haben in ihrem Artikel über Prothesendesign das "Oxford meniscal system" eingeführt, welches auf der Grundlage eines mobilen Inlays basiert. Die Grundidee des mobilen Systems ist die Imitation der natürlichen, physiologischen Funktion des menschlichen Meniskus. Auf diesem Wege sind die rollenden und gleitenden Bewegungen des femoralen Kondylus effektiver und mit weniger Abrieb möglich. Durch Verbesserung der Operationstechnik erfolgte die Entwicklung der Prothesen von Oxford Phase 1 über 2 bis hin zu der hier vorgestellten Phase 3. Neben unterschiedlichen Inlaytypen kann man die Schlittenendoprothesen auch noch nach dem Design der Femurkomponente einteilen. Unterscheiden lassen sich dabei die mehrfach (multi) und einzel (single) Radius Gelenke. Bei den Oxford Femur Implantaten (Phase 3) handelt es sich um single Radius Design, das sich

durch eine gute Flexionsfähigkeit und gleichmäßige Weichteilspannung in Extension und Flexion auszeichnet.

Auch die postoperative Regeneration des Muskulus Quadriceps femoris, als wichtiger Aspekt der Kniestabilisation, wird durch single Radius Implantate mehr gefördert, als bei multi Radius Prothesen (Kessler et al. 2007, Pandit et al. 2005, Wang et al. 2006, Hall et al. 2008, Gomez-Barrena et al. 2009).

Die Indikation zur Implantation eines medialen Oxford Phase 3 Schlittens ist nach Aldinger et al. (2004) die isolierte Varusgonarthrose unter Berücksichtigung nachfolgender Kriterien. Diese bestehen in der intakten Funktion des vorderen Kreuzbandes, einer präoperativen Beweglichkeit mit einer maximalen Streckhemmung von 10°, der Unversehrtheit des lateralen Kompartiment mit intaktem Meniskus. Eine zusätzliche patellofemorale Arthrose stellt nach den Erkenntnissen von Beard et al. (2007) keine Kontraindikation zur Implantation dar.

Wenn diese wesentlichen Vorbedingungen erfüllt sind, ist etwa jedes 4. Kniegelenk, das zur endoprothetischen Versorgung ansteht, für eine mediale Schlittenprothese geeignet (Aldinger et al. 2004). Das Ziel der operativen Therapie bei medialer Gonarthrose ist dabei die komplette Wiederherstellung von Funktion und Belastbarkeit des geschädigten Kniegelenkes.

Die Unsicherheit vieler älterer Patienten und differente Ansichten zum Stellenwert des medialen Teilgelenkersatzes waren der Anlass alle 26, im Jahr 2003 mit einer Schlittenendoprothese Typ Oxford Phase 3, operierten Patienten 64 Monate post operationem nachzuuntersuchen. Umfangreiche klinische und radiologische Tests ermöglichten den Vergleich der Operationsergebnisse des Oxford Phase 3 Schlittens mit denen anderer Autoren. Daneben sollten auch vor allem die Propriozeptionsmessung und Ganganalyse neue Erkenntnisse über den Operationserfolg und prognostizierbare Langzeitergebnisse erbringen.

Insbesondere die propriozeptive Leistung stellt ein wichtiges Kriterium der intakten Gelenkfunktion dar. Im Jahre 1889 war es Goldscheider, der durch seine Untersuchungen an den Gelenken in der Lage war zwei Qualitäten der Gelenkfunktion zu unterscheiden: den Stellungssinn und den Bewegungssinn (Goldscheider 1889).

Den Begriff der Propriozeption prägte Sherrington 1906. Er entstand aus dem lateinischen Wort „proprius“ – eigen und „receptus“ – die Handlung aufnehmend (Burke 2007).

Sherrington war der Erste, der den Informationsfluss einiger Strukturen des Gelenk- und des Vestibularapparates zum zentralen Nervensystem beschrieb.

Man kann die Propriozeption in drei trennbare Qualitäten gliedern:

(1) Stellungssinn:

Er gibt Aussage über die Stellung der einzelnen Körperteile zueinander und die Lage der Extremität im Raum. Diese Empfindung bezeichnet man auch als statische Propriozeption.

(2) Bewegungssinn:

Dieser Begriff wurde zuerst von Scaliger schon 1557 geprägt und kennzeichnet die Wahrnehmung von Bewegungen, deren Richtung und Geschwindigkeit. Eine weitere Bezeichnung lautet kinästhetische, dynamische Propriozeption (Jerosch und Prymka 1996).

(3) Kraftsinn:

Er ist erforderlich zur Wahrnehmung der Kraft, die für das Halten einer Gelenkstellung oder Durchführung einer bestimmten Bewegung erforderlich ist. Laut Trepel (2008) ist man dadurch in der Lage, die Größe von Muskelspannung und -länge wahrzunehmen.

Nur das komplexe Zusammenspiel aller Sinnesqualitäten ermöglicht die Kontrolle von Bewegungen und der Haltung des Körpers. Damit ist die Propriozeption wichtiger Bestandteil der Regulation der Motorik und kann wesentlich zum Therapieerfolg nach Endoprothesenimplantation einer Schlittenendoprothese beitragen.

Die Komplexität der Propriozeption ist messtechnisch bisher nicht ausreichend abgebildet. Die Erfassung der Winkelreproduktion der Gelenke wird allgemein als Objektivierungsverfahren anerkannt (Wilke und Froböse 2003, Müller 2010).

3. Ziele der Arbeit

Der Erfolg der operativen Rekonstruktion bei medialer Gonarthrose hängt von der umfassenden Wiederherstellung der Kniegelenkfunktion ab. In die Beurteilung des Operationsergebnisses und damit des Therapieerfolges müssen deshalb neben den Ergebnissen objektiver klinischer Tests auch die subjektiven Angaben des Patienten zu Stabilität und Belastbarkeit, aber auch die Röntgenbildauswertung einfließen. Zusätzliche Erkenntnisse können durch eine Propriozeptionsmessung und komplexe Ganganalyse gewonnen werden.

Zur Beurteilung des Operationserfolges wurden in der vorliegenden Arbeit alle im Jahr 2003 operierten Patienten, bei denen eine Rekonstruktion des medialen Kniegelenkkompartment mittels der Schlittenendoprothese Typ Oxford Phase 3 erfolgte, nach 60 Monaten untersucht.

Folgende Fragestellungen wurden bearbeitet:

- Wie sind die klinischen Ergebnisse nach Implantation der Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese sowohl nach objektiven, als auch subjektiven Kriterien?
- Gibt es Umfangdifferenzen der Oberschenkelmuskulatur zwischen dem operierten Kniegelenk und der Gegenseite, die Hinweise auf eine bleibende operationsbedingte Schädigung der kniestabilisierenden Muskulatur geben und zusätzlich die Patellaführung verändern?
- Hat eine retropatellare Schmerzsymptomatik Einfluss auf das postoperative Ergebnis der Implantation der Biomet Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese?
- Sind radiologische Lockerungszeichen vorhanden und wirken sich verifizierbare Implantationsdefizite der einzelnen Prothesenkomponenten negativ auf das Operationsergebnis aus?

- Besteht nach minimalinvasiver Implantation der medialen Schlittenendoprothese eine Beeinträchtigung in der propriozeptiven Leistung des Kniegelenkes?
- Bewirkt die implantierte Schlittenendoprothese eine Belastungsänderung des Kniegelenkes und damit ein von der Norm abweichendes Gangbild?

4. Methodik

Im Jahr 2008 erfolgte die Nachuntersuchung von 26 Patienten im Rahmen einer 5-Jahres Überlebensstudie. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 64,2 Monate. Alle Patienten waren 2003 mit einer medialen Schlittenendoprothese Typ Oxford Phase 3 versorgt worden. Insgesamt 9 Operateure haben in nachfolgend beschriebener standardisierter Technik die Operationen durchgeführt.

Alle klinischen, radiologischen und biomechanischen Nachuntersuchungen erfolgten in der Klinik für Orthopädie sowie der Forschungsabteilung des Waldkrankenhauses Rudolf-Elle Eisenberg mit Lehrstuhl für Orthopädie der Friedrich-Schiller-Universität Jena.

Für die radiologischen Untersuchungen liegt ein positives Votum der Ethikkommission der Friedrich-Schiller Universität Jena vor.

4.1. Altersverteilung

Bei den an der Studie beteiligten Patienten handelte es sich um 13 Männer und 13 Frauen, die zum Zeitpunkt der Operation im Jahre 2003 ein Durchschnittsalter von 55,4 ($\pm 7,1$) Jahren aufwiesen (Abbildung 1).

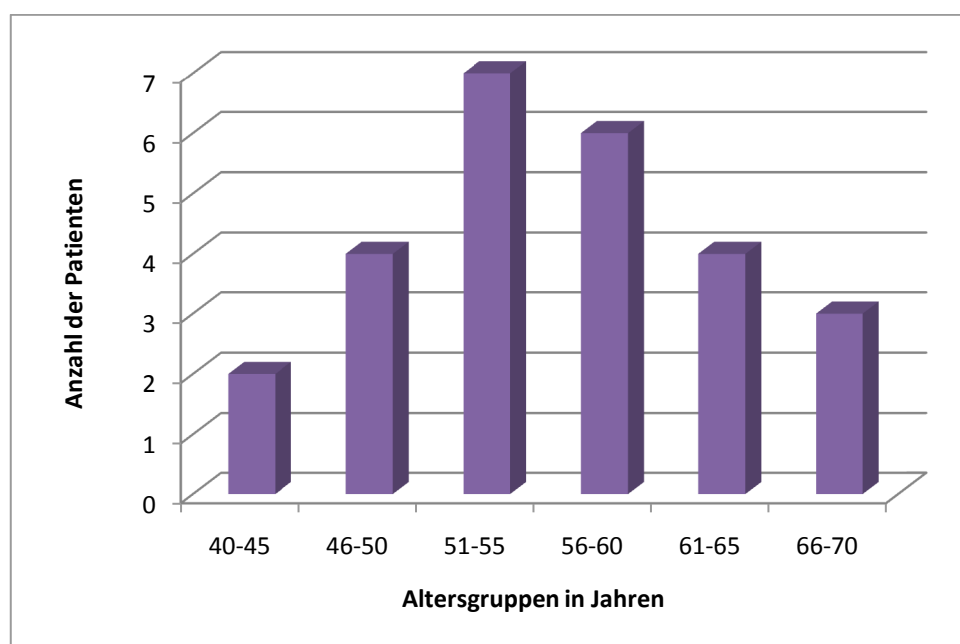


Abbildung 1 Altersverteilung zum OP Zeitpunkt 2003

Der jüngste Patient war 42 Jahre und der älteste 69 Jahre alt. Die Nachuntersuchungszeit ergab sich mit $5,2 (\pm 0,2)$ Jahren. Im Jahre 2008 betrug das Durchschnittsalter demnach $61,2 (\pm 6,7)$ Jahre.

4.2. Geschlechtsverteilung

Die Geschlechtsverteilung der an der Studie teilnehmenden Patienten zeigte mit je 13 Patienten eine Ausgeglichenheit von 50% Männern und 50% Frauen (Abbildung 2).

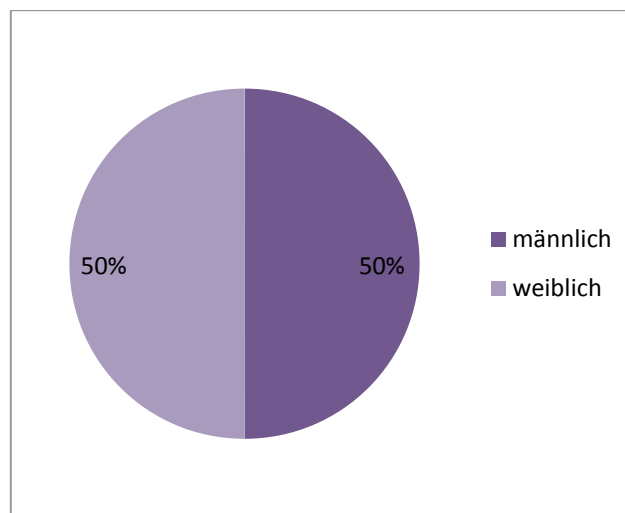


Abbildung 2 Geschlechtsverteilung der 26 Fälle

4.3. Operatives Vorgehen

Präoperativ ist die Verwendung der von der Firma Biomet mitgelieferten Röntgenschablone notwendig. Mit ihr wird die Größe der Femurkomponente bestimmt. Da die Oxford Phase 3 Prothese femoral in 3 verschiedenen Größen erhältlich ist und unterschiedliches Instrumentarium benötigt wird, ist diese Vorabentscheidung zwingend. Bei schwer zu differenzierenden Fällen sollte die Größe „mittel“ gewählt werden.

Die Lagerung des Beines vor Operationsbeginn muss genügend Spielraum zulassen um einen Flexionswinkel von mindestens 120° einstellen zu können. Dazu wird das abgedeckte Bein bei gebeugter Hüfte und hängendem Unterschenkel auf einer Oberschenkelstütze

positioniert. In einer Knieflexion von 100° wird ein paramedianer Hautschnitt vom medialen Rand der Patella bis zur Tuberositas tibiae geführt. Ein Teil des Hoffa- Fettkörpers kann bei Hypertrophie entfernt werden. Die Intaktheit beider Kreuzbänder muss als Operationsindikation bestätigt werden.

Das folgende weitere operative Vorgehen ist Standard:

1. Entfernen von femoralen und tibialen Osteophyten
2. Resektion des Tibiaplateaus nach extramedullärer Ausrichtung
3. Ausrichtung der femoralen Bohrungen
4. Bohrungen am Femur
5. Dorsaler Femurschnitt
6. Erstes Fräsen der Kondyle
7. Ausgleich der Beugungs- und Streckungsabstände durch Nachfräsen nach Messung
8. Prüfen der Gleichheit der Beugungs- und Streckungsabstände
9. Entfernung der dorsalen Osteophyten
10. Präparation des Tibiaplateaus
11. Probereposition
12. Zementieren der femoralen und tibialen Endoprothesenbestandteile
13. Endgültige Reposition mit Implantation des Originalinlays

Postoperativ ist eine radiologische Kontrolle erforderlich um den korrekten Sitz des Implantats zu überprüfen. Die Bewegungsfähigkeit wird durch den Patienten ab dem 2. Tag p.o. trainiert.

Das bei dieser Operation angewendete Oxford-Phase 3 Schlittenimplantat besitzt eine sphärische femorale und eine flache tibiale Komponente, die beide aus einer Kobalt-Chrom Legierung gefertigt sind. Dazwischen befindet sich ein frei bewegliches Polyethyleninlay, dessen Oberfläche sphärisch konkav und dessen Unterfläche flach gefertigt ist. Dadurch ist das Inlay in allen Positionen mit beiden Komponenten der Prothese in vollflächigem Kontakt. Die Kontaktfläche ist groß (ca. 6 cm²) und der Kontaktdruck daher niedrig (Aldinger et al. 2004).

4.4. Knee Society Score

Der Score der „Knee Society“ nach Insall et al. (1989) ist eine klinische Beurteilungsmethode zur Nachuntersuchung in der Knieendoprothetik. Das Knee Society Punkte-Bewertungssystem war das erste, das veröffentlicht und zur Standardisierung der klinischen Evaluierung von künstlichem Kniegelenkersatz genutzt wurde. Bis heute ist der Score immer noch das meistgenutzte Bewertungssystem für die Nachuntersuchung von Patienten mit Knieendoprothesen. Es setzt sich einerseits aus einem vom klinischen Befund geprägten *Knee-Score*, sowie dem *Function Score*, der das Treppensteigen und Gehvermögen des Patienten bewertet, zusammen. In jedem der beiden Teile kann ein maximales Ergebnis von 100 Punkten erreicht werden. Mit diesem dualen System werden objektive Messwerte mit den subjektiven Aussagen des Patienten kombiniert. Insgesamt beträgt beim Knee-Society-Score der subjektive Anteil 75%, der objektive Anteil 25%.

Betrachtet man die einzelnen Fragestellungen des *Knee Score*, ist es möglich 100 Punkte zu erreichen, wenn das Knie problemlos einen Bewegungsaus Schlag von 125 Grad schmerzfrei erreicht, dabei aber nur eine unbedeutende anteroposteriore und mediolaterale Instabilität aufweist. Diese wird in der üblichen 90° Beugestellung beziehungsweise bei 30° Flexion geprüft. Weiterhin ist zum Erreichen der vollen Punktzahl die subjektive Schmerzsymptomatik als „schmerzfrei“ zu erfassen.

Abweichungen können durch die Intensität eines auftretenden Schmerzes beim Treppensteigen, beim Gehen und Treppensteigen auftreten, welche die Punktzahl verringern. Punktabzüge im *Knee Score* werden außerdem durch Beugekontrakturen beziehungsweise Streckdefizite und Beinachsenfehlstellungen verursacht.

Der *Function Score* umfasst Fragen nach der Limitation beim Laufen, dem Treppensteigen und dem Gebrauch von Gehhilfen. Der maximale *Function Score* von 100 Punkten kann also erreicht werden, wenn ein Patient ohne Einschränkungen Laufen sowie Treppen auf- und absteigen kann und keine Gehhilfen benutzt.

Die Beurteilung der Ergebnisse im Knee- und *Function Score* erfolgt jeweils im Originalwortlaut:

Excellent Score	80-100
Good Score	70- 79
Fair Score	60- 69
Poor Score	< 60

4.5. Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung umfasste in Ergänzung des Knee Score eine Umfangmessung der Oberschenkelmuskulatur und eine Erfassung der retropatellaren Schmerzsymptomatik.

Zur Objektivierung der Muskelatrophie am operierten Bein sowie der Gegenseite wurden die Werte des Oberschenkelumfangs in Höhe des medialen Kniegelenkspaltes, 10 cm und 20 cm oberhalb davon gemessen und tabellarisch festgehalten. Aussagen über die Messgenauigkeit bzw. einen Messfehler liegen für die grobe Methode der Umfangmessung mit einem Bandmaß nicht vor. Zur Beurteilung der funktionellen Muskelqualität stehen die Parameter Querschnitt (Umfang) und Kraft zur Verfügung. Absolutwerte haben wenig Bedeutung, wichtiger ist der Vergleich. Seitendifferenzen erlauben Rückschlüsse auf Zustand und Verlauf der postoperativen Regeneration (Friedebold et al. 1968, Friedebold und Stoboy 1968).

Zur Bewertung der Retropatellarsymptomatik diente das Fründ'sche und Zohlen Zeichen. Beim Fründ'schen Zeichen wird die Klopfschmerzhaftigkeit der Patella in Rechtwinkelstellung des Kniegelenkes beurteilt. Durch Druck auf die mit der Hand fixierte Patella während der Anspannung des M. Quadriceps wird das Zohlen Zeichen getestet. Entsprechend der Knorpelschädigung kann ein retropatellarer Schmerz unterschiedlicher Stärke ausgelöst werden.

4.6. Radiologische Untersuchung

Bei allen 26 Patienten konnte ein Vergleich der postoperativen Röntgenbilder 2003 und 5 Jahre später (2008) durchgeführt werden.

Zur radiologischen Erfassung wurde das Kniegelenk in drei Ebenen geröntgt. Anterior-posterior, sagittal und Patella-tangential in 30° Flexion.

Die notwendige Winkelvermessung wurde mit dem Programm mediCAD durchgeführt. Die Kalibrierung der Röntgenparameter erfolgte mit Hilfe eines 28mm großen Hüftkopfes. Zur Maßstabbestimmung wurde dieser geröntgt und der Vergrößerungskoeffizient festgelegt. Somit war es möglich alle Bilder einheitlich zu bewerten. In die digitalisierten Aufnahmen der 26 Patienten wurden Hilfslinien zur Erfassung der Winkel eingezeichnet. Die Tibia betreffende Winkel sind G, E/E, F/F und J. Die Winkel A/A und B/B beschreiben die Veränderungen am Femur.

Das Programm mediCAD berechnete anhand des vorgegebenen Standards diese Winkel. Die vom Hersteller empfohlenen Vorgaben, welche der Untersuchung zu Grunde liegen, sind nachfolgend in Tabelle 1 beschrieben und in Abbildung 3 visualisiert.

Tabelle 1 Winkelvorgaben des Herstellers

		<i>Vorgabewerte bei Implantation</i>
A/A	Varus/Valgus-Winkel	<10° varus bis < 10° valgus
E/E	Varus/Valgus-Winkel	<10° varus bis < 5° valgus
G	Mediale Passung	Genau anliegend oder < 2 mm Überstand
B/B	Flexions- Extensionswinkel	< 5° Flexion bis < 5° Extension
F/F	posteroinferiore Passung	±7° oder -5°
J	anterior Passung	Genau anliegend oder < 3 mm Überstand

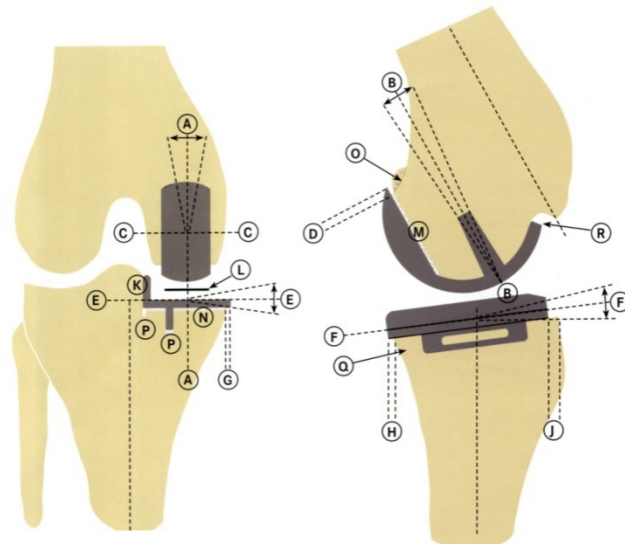


Abbildung 3 Winkel- und Linienvorgaben der Firma Biomet

In der ersten Aufnahme von frontal sind die Linie der Tibiaachsneigung, eine Gerade im rechten Winkel zu dieser, die Kippung der Tibiakomponente des Gelenkes, die Kippung und Achsneigung der Femurkomponente sowie eine Gerade durch die Mediale Passung der Tibiakomponente und des Knochenanfangs eingezeichnet (Abbildung 4, Screenshot mediCAD Software).

Anhand der nun geschaffenen Hilfslinien ist eine Berechnung der sich ergebenden Winkel möglich. In die Auswertung der frontalen Aufnahme wurden der A/A Varus- /Valgus- Winkel, E/E Varus- /Valgus- Winkel und G, die mediale Passung, einbezogen.

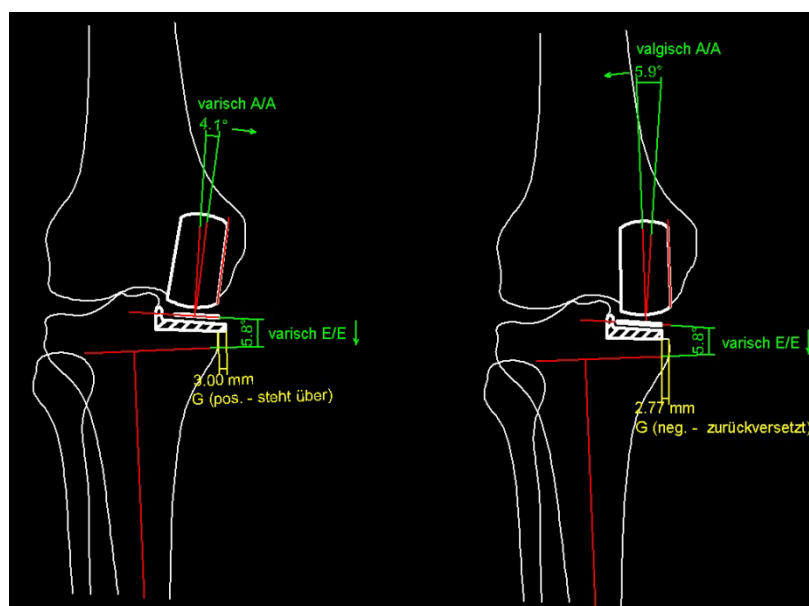


Abbildung 4 schematisierte Röntgenaufnahme ant.- post. Ansicht

Die für die sagittale Aufnahme entscheidenden Hilfslinien und Winkel sind in Abbildung 5 (Screenshot mediCAD Software) dargestellt.

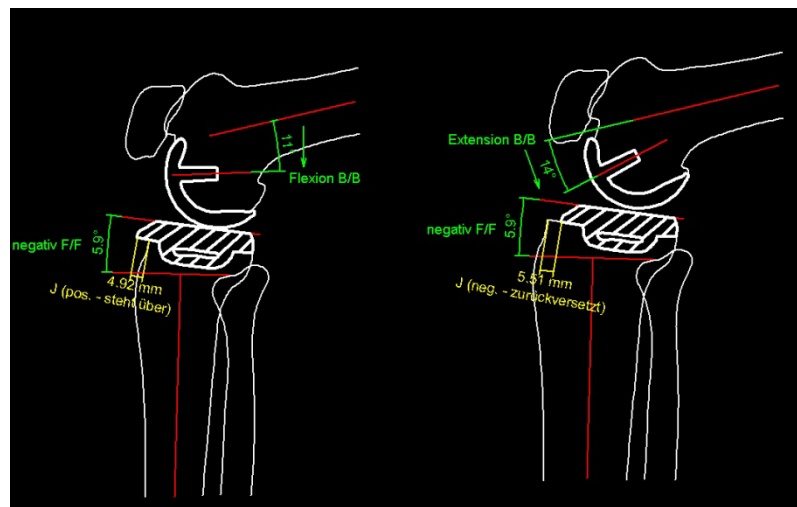


Abbildung 5 schematisierte Röntgenaufnahme sagittale Ansicht

Bei der sagittalen Ansicht sind die Winkel B/B Flexions-Extensionswinkel, F/F Posteroinferiore Neigung und J Anteriore Passung entscheidend.

Zur Auswertung der Röntgenbilder im Vergleich von 2003 und 2008 wurden Winkeldifferenzen > 2 Grad genutzt. Kleinere Differenzen sind aufgrund möglicher Messfehler vernachlässigbar.

4.7. Propriozeptionsmessung

Propriozeptionsmessungen kann man allgemein nach zwei Methoden unterscheiden, der Messung des Bewegungssinnes und des Stellungssinnes. Allgemein wird dem Stellungssinn eine größere Bedeutung bei der Beurteilung der Propriozeption zugebilligt.

Die Messung des Bewegungssinnes basiert auf der Erfassung der Wahrnehmung des Bewegungsbeginns und des Bewegungsendes (Pap et al. 1998b, Pap et al. 1998a).

Das Prinzip der Messung des Stellungssinnes, welches für diese Studie verwendet wurde, beruht auf einer Winkelreproduktion durch den Probanden. Der Untersucher gibt dabei verschiedene Winkelstellungen im Knie vor, die der Proband dann reproduzieren soll. Die Differenz zwischen eingestelltem und reproduziertem Winkel gilt als Maß für die propriozeptive Leistung (Barrett et al. 1991).

Um die propriozeptiven Fähigkeiten der operierten Kniegelenke beurteilen zu können, wurde bei allen Patienten ein solcher Winkelreproduktionstest durchgeführt. Wie schon bei Jerosch und Prymka (Jerosch et al. 1996) beschrieben, diente zur Untersuchung ein Elektrogoniometer der Firma Penny & Giles (Abbildung 6).

Das Gerät besteht aus zwei Endblöcken, die über ein Messelement miteinander verbunden sind. Mit Klebeband werden die Endblöcke direkt auf der Haut der Außenseite von Ober- und Unterschenkel, oberhalb bzw. unterhalb des Kniegelenkes befestigt. Beide Endblöcke werden parallel zu den Achsen (Tibia und Femur) ausgerichtet. Mittels eines integrierten Federzuges zwischen den Endblöcken kann ihr Abstand leicht kontrolliert und reproduzierbar eingestellt werden. Nach Aufkleben der Endblöcke erfolgt bei vollständiger Streckung des Kniegelenkes im Stehen ein Nullabgleich, so dass unterschiedliche Klebungen keinen Messfehler hervorrufen können (Jerosch et al. 1996).



Abbildung 6 Elektrogoniometer der Firma Penny & Giles

Mit der Propriozeptionsmessung sollte festgestellt werden, ob auch fünf Jahre nach endoprothetischer Versorgung des medialen Kniegelenkkompartiment, bedingt durch das Trauma der Operation, Defizite bestehen. Aus diesem Grund wurde sowohl das operierte Knie als auch die Gegenseite der propriozeptiven Messung unterzogen und beide Werte miteinander verglichen.

Die Messung erfolgt in drei Positionen; im Sitzen, Liegen und Stehen. Alle Messungen wurden jeweils dreimal wiederholt und die Messung im Sitzen und Liegen außerdem sowohl passiv als auch aktiv durchgeführt (Weinberg 2005).

Passiv bedeutet, dass der Patient bei der Messung sein Bein vom Untersucher bis zu einem von diesem willkürlich gewählten Winkel führen ließ und diesen Winkel anschließend aktiv wieder einstellen musste. Bei der aktiven Messung führte der Patient sein Bein selbst bis zu einem von ihm willkürlich gewählten Winkel und stellte diesen dann in einem zweiten Anlauf noch einmal ein. Die Differenz der gemessenen Werte wurde berechnet.

Die Untersuchung zur Propriozeption begann bei jedem Patienten mit der Messung im Sitzen.

Hierzu setzte sich der Patient so, dass das Kniegelenk direkt dem Liegenrand anlag und das Knie 90° gebeugt war (Abbildung 7).



Abbildung 7 Propriozeptionsmessung im Sitzen (Biomechaniklabor Eisenberg)

Zuerst wurden die passiven Messungen durchgeführt. Der Untersucher stellte den Unterschenkel bis zu einem von ihm gewählten Winkel ein und hielt ihn dort 5 Sekunden. Dann führte er den Unterschenkel in die Ausgangsstellung zurück und der Patient musste nun den eben eingestellten Winkel erneut finden und wieder 5 Sekunden halten. Die Messung wurde dann noch zweimal jeweils mit einem anderen Winkel wiederholt. Es war darauf zu achten, dass der Patient seinen Unterschenkel in der passiven Phase vollständig vom Untersucher führen ließ und nicht durch Muskelspannung aktiv bewegte.

Den Messwert des Goniometers konnte der Patient bei keiner Messung erkennen, damit war die Winkeleinstellung für ihn nicht kontrollierbar. Außerdem schloss er bei allen Tests die Augen, so dass er die Winkeleinstellung nicht abschätzen und überprüfen konnte.

Im Anschluss daran wurde die aktive Messung im Sitzen durchgeführt. Der Patient musste einen von ihm frei gewählten Winkel einstellen und wiederum 5 Sekunden halten. Anschließend führte er den Unterschenkel in die Ausgangsstellung zurück und wurde aufgefordert, nach einer kurzen Pause den gleichen Winkel wieder einzustellen und ebenfalls 5 Sekunden zu halten. Diese Messung wurde ebenfalls zweimal wiederholt, wobei der Untersucher darauf zu achten hatte, dass der Patient bei den drei Messungen deutlich verschiedene Winkel einstellte.

Daran schloss sich die Propriozeptionsmessung im Liegen an (Abbildung 8).



Abbildung 8 Propriozeptionsmessung im Liegen (Biomechaniklabor Eisenberg)

Dafür wurde eine Bewegungsschiene (Artrofit-K®) verwendet, auf der das Bein verschieblich war. Der Fuß des Patienten war dabei in der dafür vorgesehenen Vorrichtung fixiert.

In der Ausgangsstellung lag der Patient mit vollständig gestrecktem Bein in der Schiene.

Begonnen wurde wiederum mit der passiven Messung. Der Untersucher führte das Kniegelenk auf der Schiene in einen von ihm gewählten Winkel und hielt es dort 5 Sekunden. Das Gelenk wurde in die Ausgangsstellung zurückgenommen und vom Patienten wieder in den vorgegebenen Winkel eingestellt. Auch diese Messung wurde dreimal, jeweils mit einem anderen Winkel, ausgeführt. Wieder war darauf zu achten, dass der Patient sein Bein in der passiven Phase nicht aktiv mitbewegte.

Schließlich folgte die aktive Messung im Liegen. Der Patient beugte sein Kniegelenk in einen von ihm selbst gewählten Winkel und hielt es dort wieder für 5 Sekunden. Danach brachte er

das Gelenk in die Ausgangsstellung zurück, stellte nach kurzer Pause den vorherigen Winkel erneut ein und hielt ihn gleichfalls 5 Sekunden. Diese Messung wurde ebenso zweimal wiederholt.

Zum Schluss wurde die Propriozeptionsmessung im Stehen durchgeführt (Abbildung 9).



Abbildung 9 Propriozeptionsmessung im Stehen (Biomechaniklabor Eisenberg)

Der Patient stellte sich auf das Bein, an welchem die Endblöcke des Goniometers befestigt waren. Auf diesem Bein sollte er nun aus der Streckung in die Beugung gehen und dort 5 Sekunden verbleiben. Aus der Ausgangsstellung musste er dann den vorher erreichten Winkel wieder einstellen. Auch diese Messung wurde dreimal durchgeführt, wobei darauf geachtet wurde, dass der Patient die Beugung im Kniegelenk dreimal unterschiedlich tief ausführte.

Anschließend erfolgten die beschriebenen Messungen am anderen Kniegelenk.

4.8. Ganganalyse

Für die klinische Ganganalyse standen ein dreidimensionales Bewegungsanalysesystem, Vicon 460 (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK), mit 6 Infrarot-Kameras (Bildrate 100 Hz) und für die Ermittlung der Bodenreaktionskräfte, eine Kistler-Kraftmessplatte (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) und zwei AMTI-Kraftmessplatten (AMTI, Watertown, USA), zur Verfügung.

Die Patienten wurden an markanten Körperpunkten des lower body models (u.a. Gelenkdrehpunkte, Becken) mit 17 Markern versehen (Abbildung 10). Diese Marker reflektieren das, von den Kameras ausgesendete, infrarote Licht. Die Ortskoordinaten der Marker wurden vom Computer während des Ganges erfasst und mittels des im System integrierten Modells als Strichmännchen dargestellt (Abbildung 11). Die für die Ganganalyse verwendeten Modelle basieren im Wesentlichen auf anthropometrischen Daten gesunder Probanden.

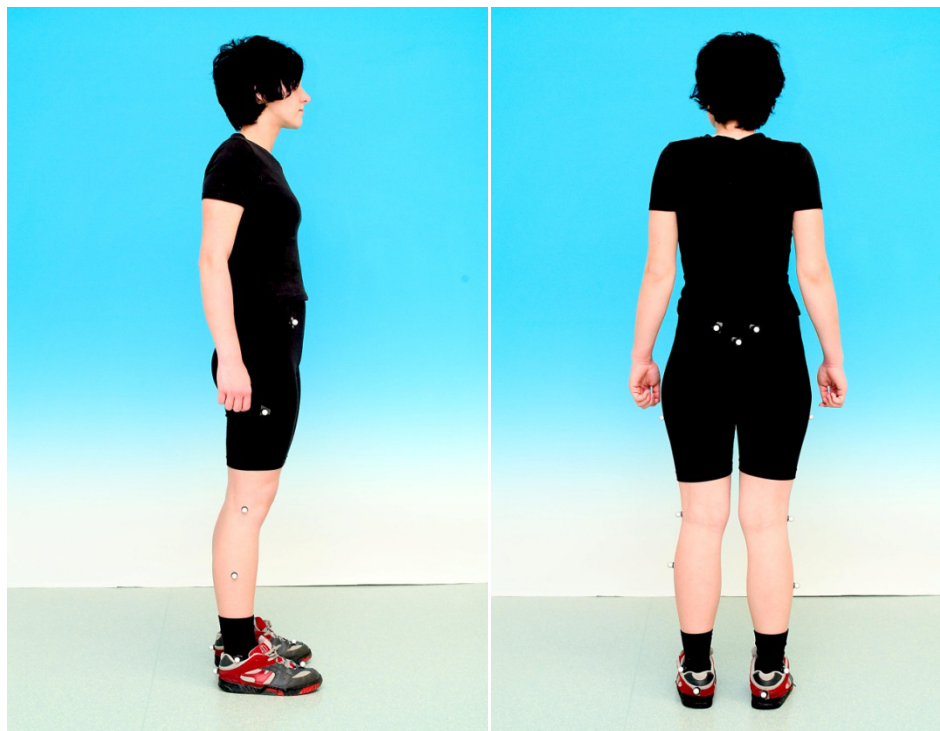


Abbildung 10 Markeranordnung (silberne Punkte) posterior

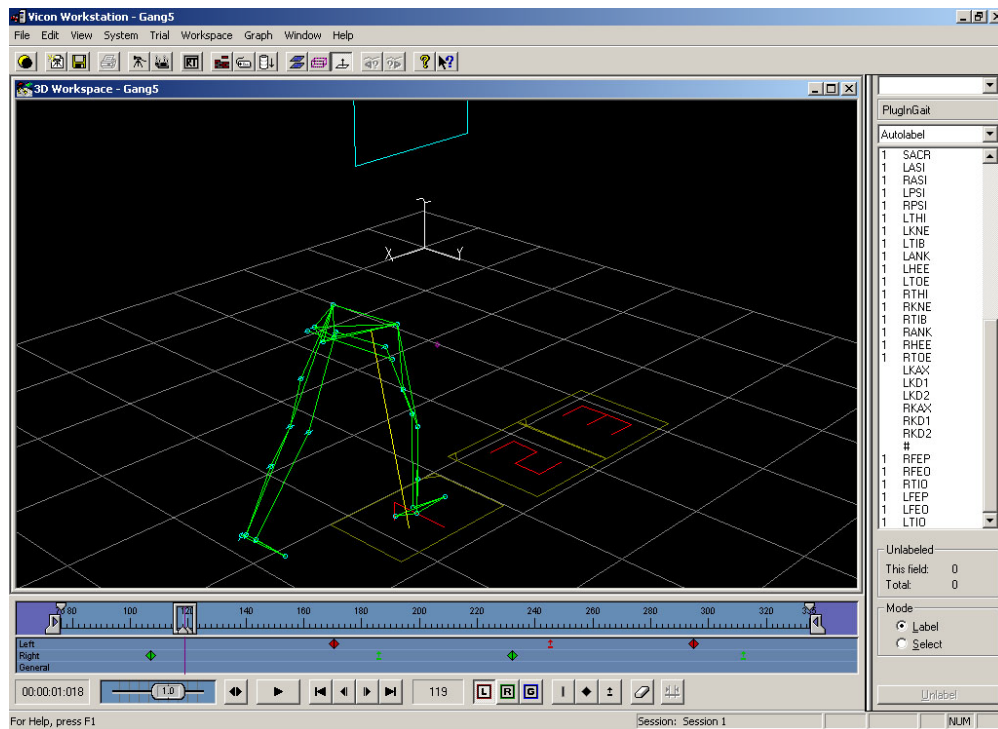


Abbildung 11 Darstellung der Marker im Programm „workstation“ (Oxford Metrics)

Die Bewegungen können in verschiedenen Raumebenen (sagittal, frontal, transversal) begutachtet werden. Mit Hilfe einer speziellen Software zum Erstellen von Reports (Polygon) der Firma VICON wurden Zeit-Distanz-Parameter sowie Winkel und Momente in verschiedenen Ebenen berechnet. Von der Vielzahl der Ganganalyseparameter (Perry 2003) wurden folgende kinematische und kinetische Parameter zur Auswertung herangezogen:

1. Zeit-Distanz-Parameter

- Kadenz (Anzahl der Schritte pro Minute)
- Doppelunterstützung (Phase, in der beide Füße den Boden berühren) in Sekunden
- Zykluszeit (Zeit zwischen dem ersten Aufsetzen der Ferse und dem darauf folgenden Fersenkontakt des gleichen Fußes) in Sekunden
- Standphase (Zeit vom Fersenkontakt bis zur Zehenablösung) in %
- Schrittlänge in Meter
- Ganggeschwindigkeit in m/s

2. Bodenreaktionskraft in N/kg

3. Winkel in Grad

- Kniewinkel (sagittal)

4. Momente in Nm/kg

- Relatives Knie -Moment (sagittal, frontal), [Moment/kg Körpergewicht].

Mit Hilfe der angewandten Ganganalyse wird ein Doppelschritt analysiert (Phase zwischen zwei Fersenauftritten desselben Beines). Der Schrittzyklus teilt sich in die Standphase (Fersenauftritt eines Beines bis zur Zehenablösung) und die Schwungphase (Zehenablösung bis zum Fersenauftritt). Die Standphase umfasst dabei ca. 60% des Gangzyklus (Perry 2003). Die Patienten mussten in einem sogenannten Trial 10mal Laufen um die entstehenden Kurven im Rahmen einer Konsistenzprüfung vergleichen zu können. Vom Gangbild stark abweichende Kurven wurden im Programm Polygon entfernt und die übrigen für die Auswertung herangezogen. Für jeden Patienten wurde ein ausführlicher Report erstellt.

Um rechtes und linkes Bein unmittelbar vergleichen zu können, werden die Werte normiert, d.h. die Werte für die Standphase beider Beine werden übereinander geschoben. Dies ist am Beispiel des Kniewinkelverlaufs in Abbildung 12 und des Kniemomentverlaufs in Abbildung 13 dargestellt. 100% entsprechen dem erfassten Doppelschritt.

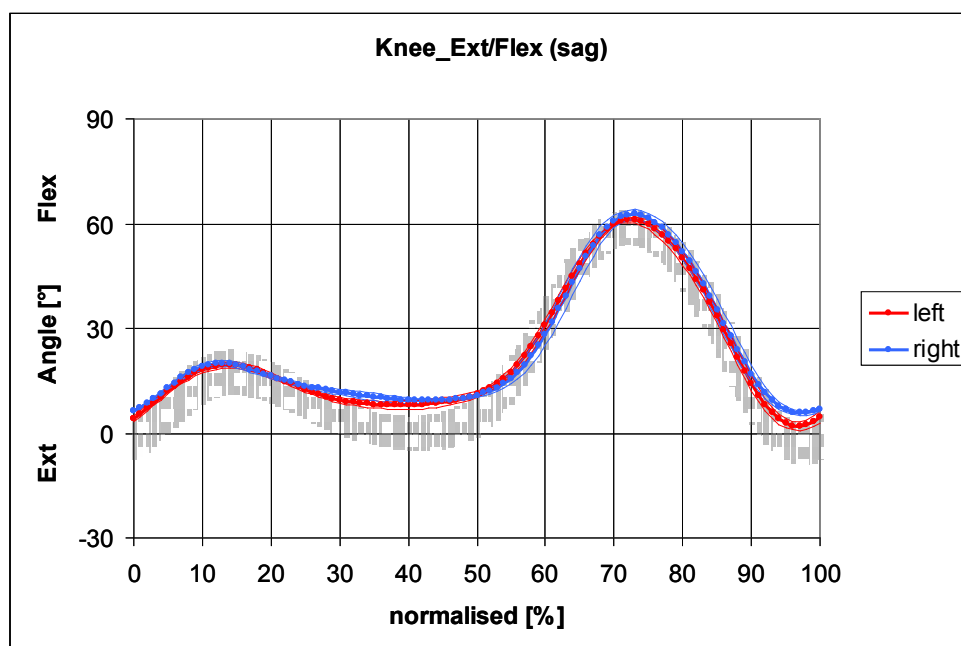


Abbildung 12 Beispiel des Kurvenverlaufes des Kniewinkels in der Sagittalebene
(rechts: operierte Seite, links: Gegenseite)

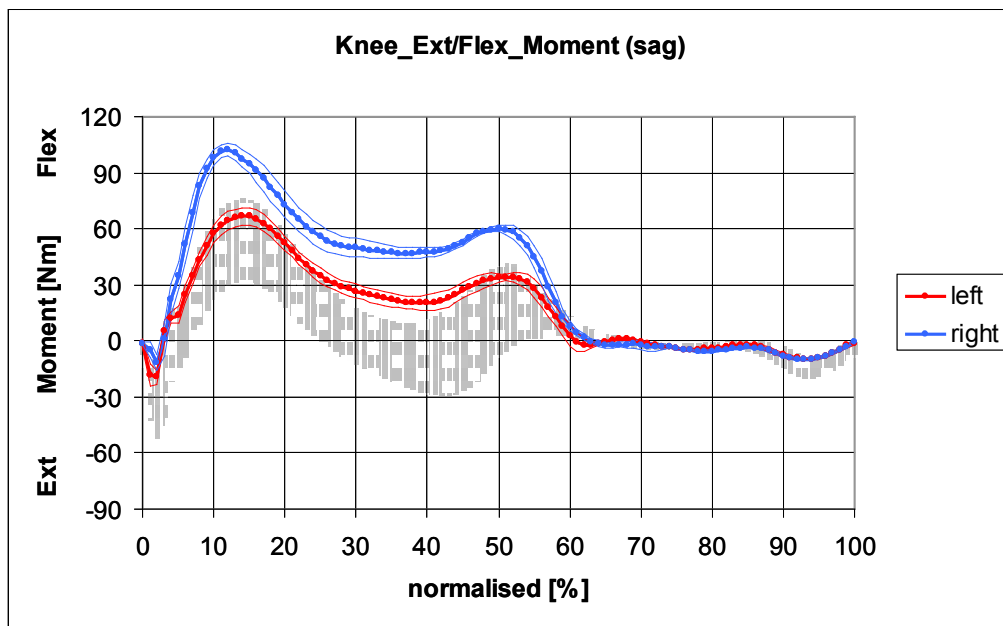


Abbildung 13 Beispiel des Kurvenverlaufes des Kniemomentes in der Sagittalebene
(rechts: operierte Seite, links: Gegenseite)

Momente können nur berechnet werden, wenn Kraftwerte vorhanden sind. Damit endet der Kurvenverlauf bei ca. 60% des Gangzyklus (entsprechend der Standphase). In der Schwungphase ist kein Kontakt zu den Kraftmessplatten vorhanden und somit kann keine Kraftmessung stattfinden. Anhand der Kurven kann man sehen, inwieweit es Unterschiede zwischen operierter- und Gegenseite sowie zu Normwerten einer gesunden Vergleichsgruppe (grau hinterlegt) gibt.

4.9. Statistik

Alle klinischen Ergebnisse und Untersuchungsdaten wurden PC-gestützt dokumentiert (Microsoft Office Excel 2007) und statistisch mit dem Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)- Programm, Version 14.0, ausgewertet.

Für die Auswertung der Ganganalyse wurden für die Zeit-Distanz-Parameter Mittelwerte der individuellen Einzelwerte der Patienten/Probanden berechnet. Zur Bewertung der Winkel und Momente dienten die aus den erfassten Kurvenverläufen herangezogenen Maximalwerte. Die Patientendaten für die operierte Seite wurden den Daten der Gegenseite sowie den Werten einer gesunden Vergleichsgruppe gegenübergestellt. Für die gesunde VG wurden die Mittelwerte zwischen den Ergebnissen der linken und rechten Seite erfasst.

Als VG konnten 30 Gesunde (15 Frauen und 15 Männer) analysiert werden. Das Durchschnittsalter dieser betrug 48,4 (\pm 13,8) Jahre. Der BMI erreichte einen Wert von 26,5 (\pm 3,1). Es waren 9 Probanden normalgewichtig, 16 übergewichtig und 5 hatten Adipositas.

Für die statistische Auswertung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test zur Testung auf Normalverteilung genutzt. Da alle Werte normalverteilt waren, konnte zum Testen auf signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Gruppen der T-Test (Bühl 2002) angewendet werden.

Die Gruppen wurden wie folgt eingeteilt:

- Gruppe 1: Gesunde: Männer
- Gruppe 2: Gesunde: Frauen
- Gruppe 3: Patienten: Männer
- Gruppe 4: Patienten: Frauen

Es wurden folgende Tests durchgeführt:

1. Test der Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test)
 - für jede einzelne Gruppe (Gr. 1-4)

2. Vergleich auf signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen

(unabhängige Stichproben)

- Gesunde VG: Gr. 1-2
- Schlitten: Gr. 3-4

3. Vergleich auf signifikante Unterschiede zwischen Schlitten und gesunder VG (unabhängige Stichproben)

- Männer: Gr. 1-3
- Frauen: Gr. 2-4

4. Vergleich auf signifikante Unterschiede zwischen operierter Seite (OS) und Gegenseite(GS) (gepaarte Stichproben)

- Männer: Gr. 3
- Frauen: Gr. 4

5. Ergebnisse

5.1. Body Mass Index

Der Body Mass Index (BMI) als Richtlinie für das Normalgewicht, errechnet sich aus dem Körpergewicht dividiert durch das Quadrat der Körpergröße ($\text{BMI} = \text{kg/m}^2$).

Der BMI unserer Patienten lag im Durchschnitt bei 30,7 ($\pm 5,1$). Nach der Klassifikation der Deutschen Gesellschaft für Ernährung (Ernährung 1992) waren 5 Patienten normalgewichtig, 10 übergewichtig, 10 adipös und eine Patientin hatte starke Adipositas. Damit ergab sich, dass die meisten Patienten übergewichtig bis adipös waren.

5.2. Knee Society Score Auswertung

5.2.1. Knee Score

Die Auswertung des Knee Score im Rahmen der objektiven klinischen Untersuchung ergab bei mehr als Dreiviertel (76,9 %) der nachuntersuchten Patienten ein positives Ergebnis. Unter den 26 operierten Patienten fielen 20 in die Kategorie excellent mit der Punktwertung 80-100. Zwei Patienten mit einer Punktzahl von 70-79 wurden mit good kategorisiert, zwei mit 60-69 Punkten mit fair und zwei mit unter 60 mit poor.

Der Mittelwert der Knee Score Auswertung lag bei 85,0 Punkten und zeigte damit insgesamt ein exzellentes Ergebnis.

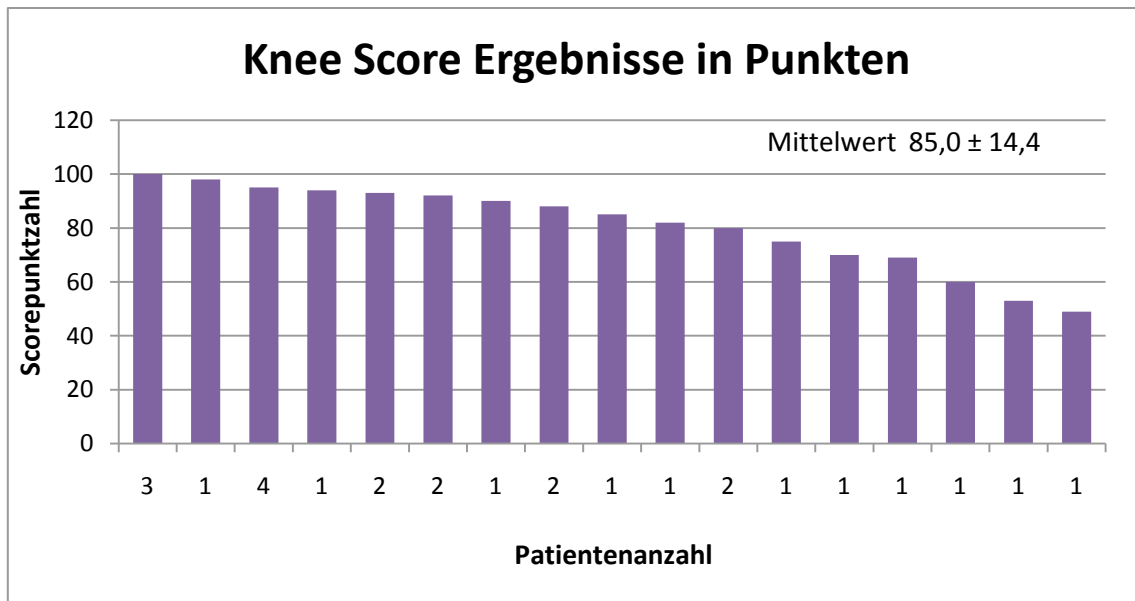


Abbildung 14 Knee Score Ergebnisse

5.2.2. Function Score

Der Function Score, der auch mit der Höchstpunktzahl von 100 in die Bewertung einging, zeigte ein noch besseres Ergebnis. Fünfundzwanzig von 26 Patienten waren in die Kategorie excellent einzuordnen. Nur ein Fall wich mit 60 Punkten (fair) vom Gesamtbild ab. Damit lag hier der Gesamtdurchschnittswert bei 93,8 Punkten. Das Verhältnis der „Exzellenten“ zur Gesamtzahl ist mit 96,1 % war sehr gut einzustufen.

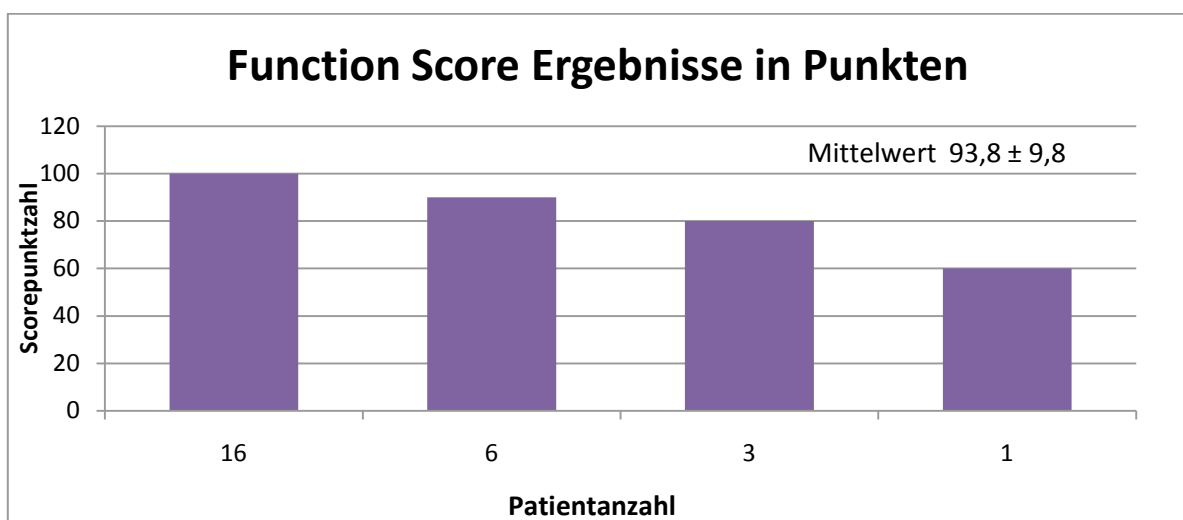


Abbildung 15 Function Score Ergebnisse

5.2.3. Gesamtscore

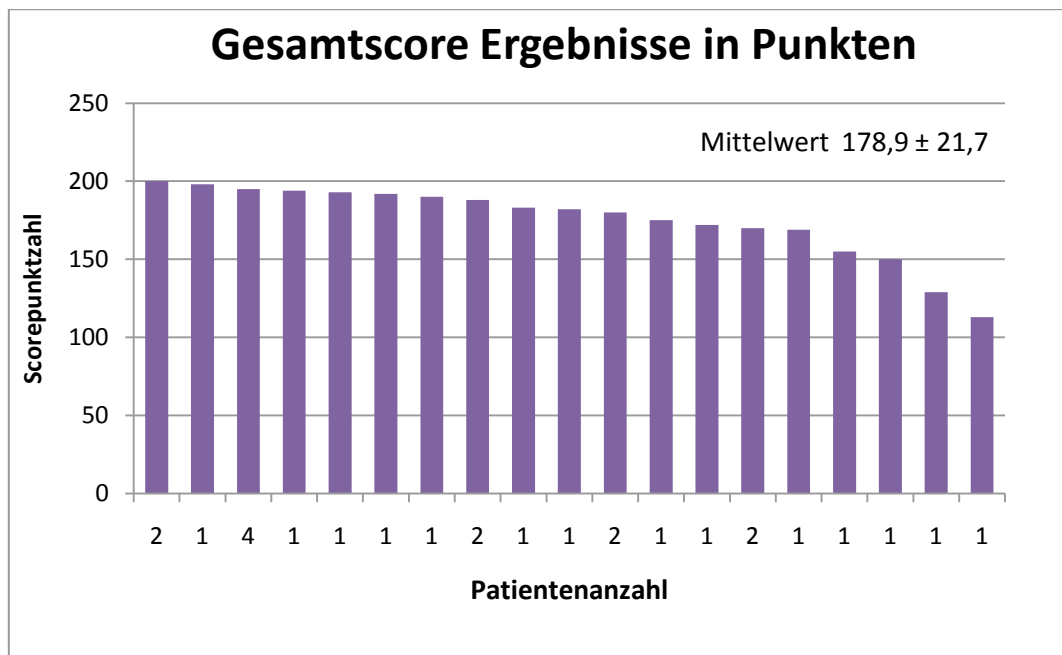


Abbildung 16 Gesamtscore Ergebnisse

Der Mittelwert des Gesamtscore aller Patienten mit der möglichen Höchstpunktzahl von 200 Punkten lag bei 178,9 Punkten (Abbildung 17).

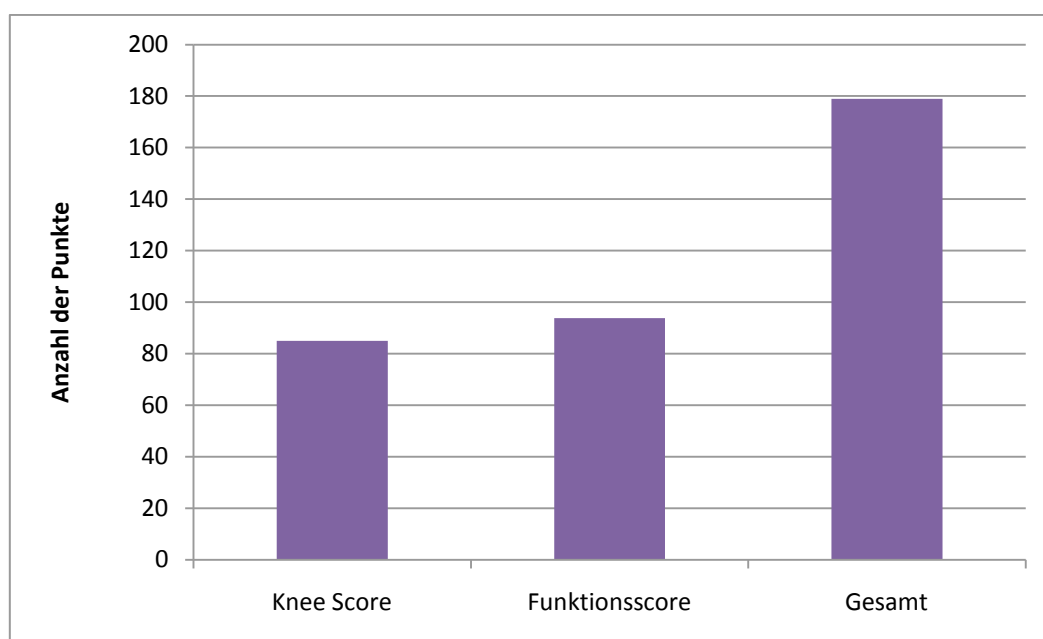


Abbildung 17 Darstellung der Mittelwerte der Knee Society Score Auswertung

Insgesamt wiesen nur 6 von 26 Patienten ein Defizit im Knee Score auf. Der Function-Score zeigte bei einem Patienten ein negatives Ergebnis. Dieser Patient war ebenfalls unter den 6 Untersuchten mit Defizit im Knee Score zu finden.

5.3. Erweiterte klinische Ergebnisse

5.3.1. Umfangsmessung

Tabelle 2 Mittel- und p- Werte der Umfangdifferenzen am Knie und Oberschenkel

Mittelwert der Differenzen zwischen operierter/nicht operierter Seite	Mittelwert in Zentimeter \pm SD	p-Wert
20 cm oberhalb Kniegelenkspalt	- 0,7 \pm 2,6	0,203
10 cm oberhalb Kniegelenkspalt	- 0,5 \pm 0,8	0,016
Medialer Kniegelenkspalt	- 0,3 \pm 1,5	0,520

Insgesamt war auf der Seite des operierten Kniegelenkes eine messbare Muskelminderung des Oberschenkels vorhanden. Bei der Messung 10 cm oberhalb des medialen Gelenkspaltes, im Bereich des Muskulus vastus medialis, zeigte sich am operierten Bein ein signifikant geringerer Umfang zu der nicht operierten Seite.

5.3.2. Fründ´sches Zeichen

Tabelle 3 Anzahl der Werte des Fründ`schen Zeichens

	N Anzahl
(-) negativ	14
(+) positiv	12

Bei 14 Patienten von 26 Patienten war kein Fründ´sches Zeichen festzustellen. Das sind 53,85%. Das heißt, dass bei 46,15% der Patienten eine retropatellare Schmerzsymptomatik auftrat.

5.3.3. Zohlen Zeichen

Tabelle 4 Anzahl der Werte des Zohlen Zeichens

	N Anzahl
(-) negativ	19
(+) positiv	7

Bei 19 von 26 Patienten war kein Zohlen Zeichen festzustellen. Das sind 73,08%. Das heißt, bei 26,92% der Patienten war demnach eine retropatellare Schmerzsymptomatik vorhanden.

5.4. Röntgenauswertung

5.4.1. Varus/Valgus Winkel (Femur) - Winkel A/A

Tabelle 5 Anzahl Werte Varus/Valgus Winkel Femur

	N Anzahl	Winkelabweichung in Grad
Unveränderte Werte	17	
(+) nach medial (varisch) gekippt	2	2,3 – 3,4
(-) nach lateral (valgisch) gekippt	7	2,2 – 12,0
Gesamtzahl Abweichung	9	

Bei 17 von 26 Patienten konnte keine Veränderung am Varus-/Valgus- Winkel der Femurkomponente in Bezug zum Femur festgestellt werden. Bei 2 Patienten war das Femurteil nach medial gekippt und die Achsstellung hatte sich varisch verändert.

Bei 7 Patienten hatte sich die Femurkomponente durch eine Lateralkippung verändert. Die Kniegelenkstellung war dadurch valgisch geworden.

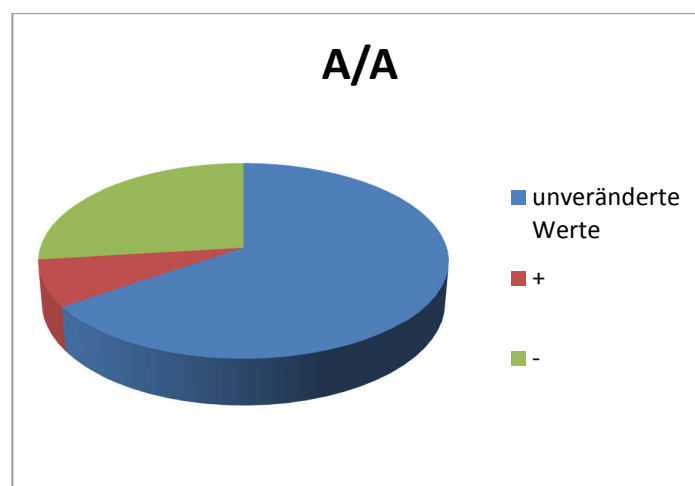


Abbildung 18 Varus/Valgus Winkel Femur

5.4.2. Flexions-/Extensionswinkel (Femur) - Winkel B/B

Tabelle 6 Anzahl Werte Flexions-/Extensionswinkel Femur

	N Anzahl	Winkel in Grad
Unveränderte Werte	20	
(+) in Richtung Flexion gekippt	5	2,2 – 5,7
(-) in Richtung Extension gekippt	1	7,6
Gesamtzahl Abweichung	6	

Bei 20 von 26 Patienten konnte keine Veränderung am Flexions-/Extensionswinkel der Femurkomponente in Bezug zum Femur festgestellt werden. Fünf Patienten wiesen eine Kippung der Femurkomponente in Richtung Flexion auf. Bei nur einem Patienten war eine Kippung in Richtung Extension erkennbar.

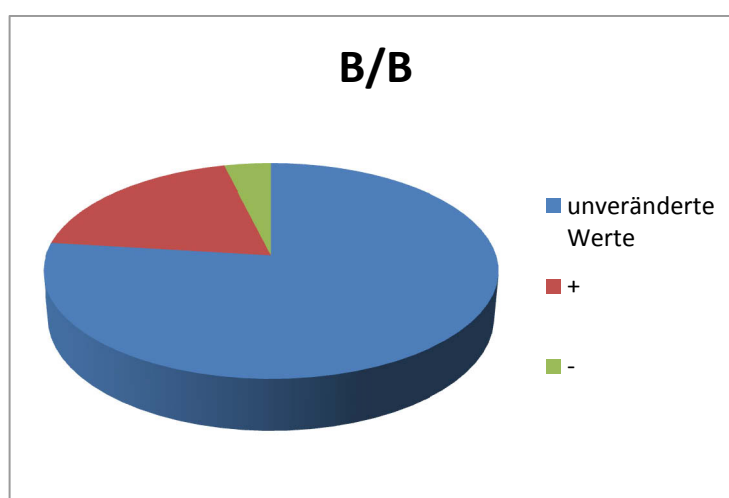


Abbildung 19 Flexions-/Extensionswinkel Femur

5.4.3. Varus/Valgus Winkel (Tibia)- Winkel E/E

Tabelle 7 Anzahl Werte Varus/Valgus Winkel Tibia

	N Anzahl	Winkel in Grad
Unveränderte Werte	20	
(+) nach medial abgekippt	2	2,4 – 3,3
(-) nach lateral eingesunken	4	2,3 - 3,9
Gesamtzahl Abweichung	6	

Bei 20 von 26 Patienten konnte keine Veränderung am Varus-/Valgus- Winkel der Tibiabasisplatte in Bezug zur Tibia festgestellt werden. Bei 2 Patienten war eine Kippung nach medial erkennbar, welche das Kniegelenk in eine varische Position bringt. Bei 4 Patienten hingegen war der laterale Teil eingesunken. Bei 3 der 4 Patienten wurde das Kniegelenk weniger varisch, bei einem Patienten mehr valgisch.

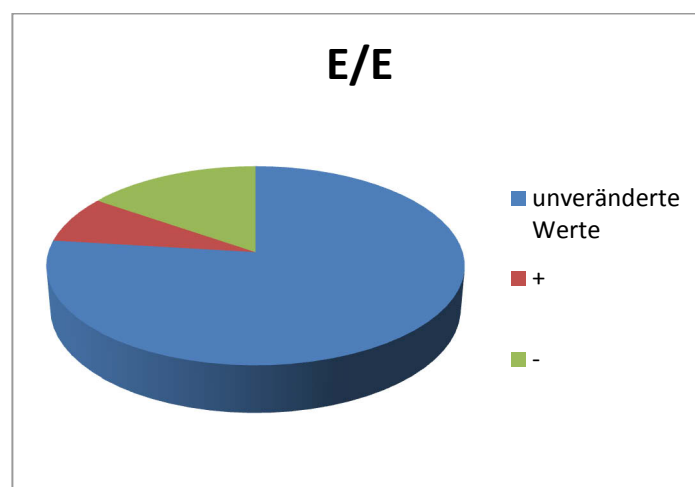


Abbildung 20 Varus/Valgus Winkel Tibia

5.4.4. Mediale Passung - G

Tabelle 8 Anzahl Werte mediale Passung

	N Anzahl	Winkel in Grad
Unveränderte Werte	23	
(+) medialer Knochenaufbau	0	
(-) nach lateral gewandert	3	2,7- 3,7
Gesamtzahl Abweichung	3	

Bei 23 von 26 Patienten konnte keine Veränderung an der medialen Passung der Tibiabasisplatte in Bezug zur Tibia festgestellt werden. Bei 3 Patienten war die Platte nach lateral gewandert. Dabei ist zu bemerken, dass bei 2 dieser 3 Patienten in der Aufnahme von 2003 bereits ein Abstand von mehr als 2mm vorlag, welcher außerhalb der Operationsvorgaben liegt. Diese Lateralverschiebung bewirkte demnach eine Annäherung der Tibiaplatte an die Vorgabeposition (0-2mm Überstand). Bei einem Patienten verschlechterte sich die Lateralwanderung ausgehend von einer bereits bestehenden Negativstufe.

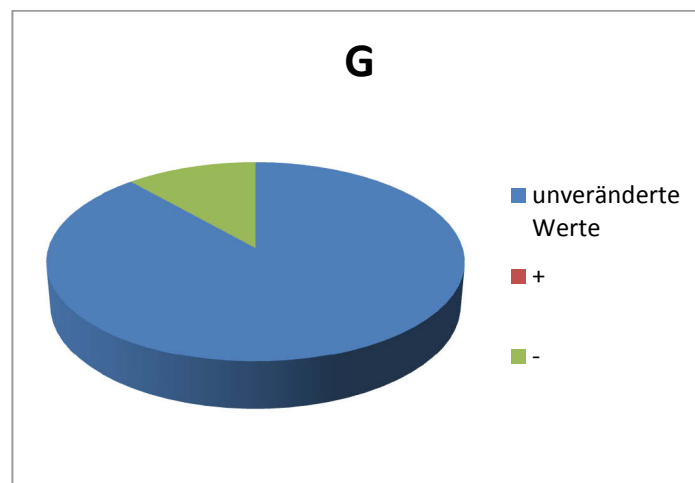


Abbildung 21 mediale Passung

5.4.5. Posteroinferiore Neigung (Tibia) - Winkel F/F

Tabelle 9 Anzahl Werte Posteroinferiore Neigung Tibia

	N Anzahl	Winkel in Grad
Unveränderte Werte	17	
(+) nach posterior gekippt	6	2,2 - 6,4
(-) nach anterior gekippt	3	2,2- 6,4
Gesamtzahl Abweichung	9	

Bei 17 von 26 Patienten konnte keine Veränderung an der posteroinferioren Neigung der Tibiabasisplatte in Bezug zur Tibia festgestellt werden. Bei 3 Patienten war die Tibiakomponente nach anterior gekippt. Bei 2 der 3 Patienten war sie dabei aus einer von den Vorgaben abweichenden Position in eine sich im geforderten Bereich zwischen +7 und -5° befindlichen Stellung gekippt, beziehungsweise hatte sich verbessert. 6 Patienten wiesen auf den Bildern 2008 eine posteriore Kippung außerhalb des Referenzbereiches auf.

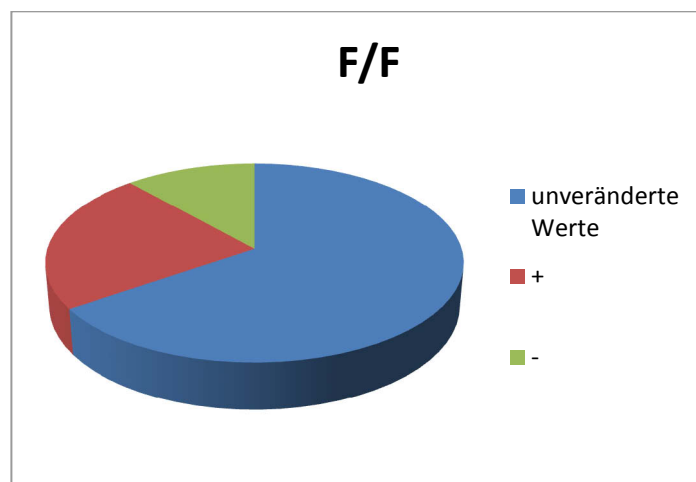


Abbildung 22 Posteroinferiore Neigung Tibia

5.4.6. anteriore Passung (Tibia) - Winkel J

Tabelle 10 Anzahl Werte anteriore Passung Tibia

	N Anzahl	Winkel in Grad
Unveränderte Werte	23	
(+) nach anterior gewandert oder nichtbelasteter Knochen atrophiert	2	3,1 – 4,8
(-) nach posterior gewandert	1	2,3
Gesamtzahl Abweichung	3	

Bei 23 von 26 Patienten konnte keine Veränderung an der anterioren Passung der Tibiabasisplatte in Bezug zur Tibia festgestellt werden. Bei einem Patienten war die Tibiabasisplatte nach posterior gewandert. Eine anteriore Wanderung konnte bei 2 Patienten gemessen werden, wobei sich in einem dieser Fälle ein zuvor von den Vorgaben abweichender Wert in den Maßgabenbereich verändert hatte.

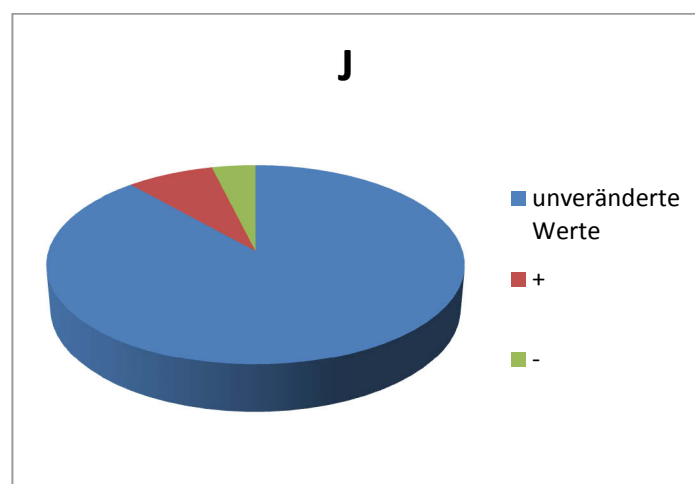


Abbildung 23 anteriore Passung Tibia

5.4.7. Gesamtzahl der abweichenden Winkel aller Patienten

Tabelle 11 Gesamtzahl der abweichenden Winkel (> 2 Grad)

Winkelart	Anzahl abweichender Winkel
A/A	9
F/F	9
B/B	6
E/E	6
G	3
J	3
Gesamtzahl	36

Bei 20 von 26 Patienten waren insgesamt 36 Winkelabweichungen aufgetreten. Das waren 76,9% der Patienten. Insgesamt war zu erkennen, dass die häufigsten Abweichungen bei den Winkeln A/A und F/F lagen (Tabelle 11). In absteigender Reihenfolge traten Veränderungen bei B/B und E/E auf.

5.4.8. Patellagelenkspaltweite medial und lateral (Patellatilt)

Bei 7 der 26 Patienten war eine exakte Messung des Patellagelenkspaltes nicht möglich. Deswegen sind nur 19 Messwerte in Tabelle 12 aufgeführt und ausgewertet.

Die rot markierten negativen Werte weisen auf einen kleineren lateralen Abstand hin wobei man dann von einem sogenannten Patella-Tilt spricht. Dieser geht mit einer vermehrten Druckbelastung der Patella einher und könnte Schmerzen verursachen. Bei 9 Patienten war zwar der laterale Abstand geringer, aber die Klinik zeigte bei nur 5 dieser Patienten eine geringe retropatellare Schmerzsymptomatik. Alle anderen Patienten hatten keine Klinik.

Tabelle 12 Patellagelenkspaltweite medial und lateral

Patella medial	Patella lateral	Differenz
6,7	4,4	-2,3
5,0	5,3	0,3
5,5	4,1	-1,4
7,6	5,4	-2,2
4,1	4,2	0,1
3,7	4,0	0,3
6,3	6,2	-0,1
4,3	5,3	1,0
5,6	5,4	-0,2
3,6	4,0	0,4
4,7	5,0	0,3
4,0	4,4	0,4
4,7	3,7	-1,0
4,8	4,2	-0,6
3,0	5,7	2,7
6,8	6,4	-0,4
4,9	5,7	0,8
6,1	6,9	0,8
6,0	4,2	-1,8

5.5. Propriozeptionsmessung

Es wurden die Mittelwerte der Differenzen jeder Messart, jeweils für die aktive und für die passive Variante, das operierte und nicht operierte Kniegelenk aus den Werten aller Patienten berechnet (n=26).

Tabelle 13 Differenzen der Mittelwerte einzelner Propriozeptionsmessungen

	passiv (Mittelwert der Differenzen \pm SD in Grad)	aktiv (Mittelwert der Differenzen \pm SD in Grad)
Messung im Sitzen -operierte Seite-	7,7 \pm 4,6	6,9 \pm 4,1
Messung im Sitzen -nicht operierte Seite-	7,6 \pm 6,2	6,3 \pm 4,9
Messung im Liegen -operierte Seite-	4,5 \pm 2,2	3,8 \pm 2,3
Messung im Liegen - nicht operierte Seite-	4,9 \pm 2,6	3,4 \pm 1,9
Messung im Stehen -operierte Seite-		5,5 \pm 3,5
Messung im Stehen - nicht operierte Seite-		4,4 \pm 2,7

Es zeigte sich, dass zwischen operierter und nicht operierter Extremität in den einzelnen Tests keine wesentlichen Unterschiede nachweisbar waren.

Zuerst wurde bei den Differenzen der Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung durchgeführt. Die Signifikanzen waren alle $p > 0,05$ und damit die Parameter normalverteilt. Aufgrund dessen konnte der T-Test angewendet werden. Mit dem T-Test für gepaarte Stichproben wurde errechnet, ob der Unterschied zwischen den Mittelwerten der Differenzen von operierter und nicht operierter Seite signifikant ist.

Tabelle 14 Signifikanzen der einzelnen Mittelwertdifferenzen

Mittelwert der Differenzen	p-Wert
passive Messung im Sitzen, op-Seite – passive Messung im Sitzen, nicht operierte Seite	0,906
aktive Messung im Sitzen, op-Seite – aktive Messung im Liegen, nicht operierte Seite	0,529
passive Messung im Liegen, op-Seite – passive Messung im Liegen, nicht operierte Seite	0,561
aktive Messung im Liegen, op-Seite – aktive Messung im Liegen, nicht operierte Seite	0,457
Messung im Stehen, op-Seite – Messung im Stehen, nicht operierte Seite	0,107

Keiner der p - Werte ist kleiner als 0,05 und damit sind die Unterschiede der Differenzmittelwerte zwischen operierter und nicht operierter Seite nicht signifikant.

5.6. Ganganalyse

5.6.1. Schlittenpatienten gegenüber gesunder Vergleichsgruppe

5.6.1.1. Zeit-Distanz-Parameter

5.6.1.1.1. Kadenz (Anzahl der Schritte pro Minute)

Tabelle 15 Mittelwerte der Kadenzen von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert \pm Standardabweichung Schlittenpatienten	Mittelwert \pm Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe	p- Wert
Männer	109,1 \pm 7,9	110,5 \pm 9,1	0,674
Frauen	116,1 \pm 6,9	122,0 \pm 8,5	0,058

In der Auswertung der Ganganalyse gegenüber der gesunden Vergleichsgruppe gibt es bezüglich der Kadenz keine signifikanten Unterschiede. Das heißt, die Schlittenpatienten laufen in etwa mit der gleichen Schrittzahl pro Minute wie die Gesunden.

5.6.1.1.2. Doppelunterstützung (Phase, in der beide Füße den Boden berühren)

Tabelle 16 Mittelwerte der Doppelunterstützung von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert \pm Standardabweichung Schlittenpatienten (in Sekunden)	Mittelwert \pm Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in Sekunden)	p- Wert
Männer	0,3 \pm 0,1	0,3 \pm 0,1	0,125
Frauen	0,3 \pm 0,0	0,2 \pm 0,0	0,000

Bezüglich des Vergleichs der Mittelwerte besteht eine höchst signifikante Abweichung in der Doppelunterstützung bei den Frauen ($p \leq 0,001$). Die Phase in der beide Füße den Boden

berühren, ist länger als bei einer gesunden Vergleichsgruppe. Die operierten Frauen gehen demnach etwas langsamer.

5.6.1.1.3. Zyklus Zeit

Unter Zyklus Zeit versteht man die Zeit zwischen dem ersten Aufsetzen der Ferse und dem darauf folgenden Fersenkontakt des gleichen Fußes.

Tabelle 17 Mittelwerte der Zyklus Zeit von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert ± Standardabweichung Schlittenpatienten (in Sekunden)	Mittelwert ± Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in Sekunden)	p- Wert
Männer	1,1 ± 0,1	1,1 ± 0,1	0,699
Frauen	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	0,066

Die Zykluszeit entspricht zu 100% der gesunden Vergleichsgruppe und ist somit ein positives Ergebnis. Es treten keine Signifikanzen auf.

5.6.1.1.4. Standphase (Zeit vom Fersenkontakt bis zur Zehenablösung) in % vom Gangzyklus

Tabelle 18 Mittelwerte der Standphase von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert ± Standardabweichung Schlittenpatienten in %	Mittelwert ± Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe in %	p- Wert
Männer	63,0 ± 1,8	61,6 ± 2,0	0,061
Frauen	63,1 ± 1,1	61,1 ± 1,4	0,000

Die Standphase der Frauen weist eine höchst signifikante Abweichung von der gesunden Patientengruppe auf ($p \leq 0,001$). Das heißt, dass die weiblichen Patienten mit Schlittenendoprothesen im Durchschnitt eine etwas längere Zeit als Standphase nutzen als eine gesunde Vergleichsperson.

5.6.1.1.5. Schrittlänge

Tabelle 19 Mittelwerte der Schrittlänge von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert \pm Standardabweichung Schlittenpatienten (in Meter)	Mittelwert \pm Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in Meter)	p- Wert
Männer	0,7 \pm 0,1	0,8 \pm 0,1	0,003
Frauen	0,6 \pm 0,1	0,7 \pm 0,1	0,001

Die Schrittlängendifferenzen der Schlittenpatienten gegenüber der gesunden Vergleichsgruppe sind hoch signifikant (Männer: $p \leq 0,01$; Frauen: $p \leq 0,001$). Die Schrittlänge ist bei Männern und Frauen kürzer als die der gesunden Vergleichsgruppe und deutet somit auf vorsichtigeres Laufen hin.

5.6.1.1.6. Ganggeschwindigkeit

Die Ganggeschwindigkeit der Schlittenpatienten zeigt gegenüber der gesunden Vergleichsgruppe jeweils bei Männern signifikante ($p \leq 0,05$) und bei Frauen sehr signifikante ($p \leq 0,01$) Abweichungen. Die jeweils verminderten Ganggeschwindigkeiten der Schlittenpatienten weisen auf eine geringere Gangdynamik hin.

Tabelle 20 Mittelwerte der Ganggeschwindigkeit von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert \pm Standardabweichung Schlittenpatienten (in m/s)	Mittelwert \pm Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in m/s)	p- Wert
Männer	1,3 \pm 0,2	1,5 \pm 0,2	0,013
Frauen	1,2 \pm 0,1	1,5 \pm 0,2	0,003

5.6.1.2. Vertikale Bodenreaktionskraft

Tabelle 21 Mittelwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert \pm Standardabweichung Schlittenpatienten in N/kg %	Mittelwert \pm Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe in N/kg %	p- Wert
Männer	109,8 \pm 11,0	117,7 \pm 8,4	0,038
Frauen	107,8 \pm 7,7	119,3 \pm 10,4	0,003

Die Bodenreaktionskraft, welche die Gewichtskraft des Probanden als Senkrechte zum Boden darstellt, weicht bei den männlichen Endoprothesenpatienten signifikant ($p \leq 0,05$) und bei den weiblichen hoch signifikant ($p \leq 0,01$) von der gesunden Vergleichsgruppe ab. Das heißt, dass die operierten Patienten weniger dynamisch laufen als Gesunde. Je größer die vertikale Bodenreaktionskraft ist, umso dynamischer läuft der Mensch.

5.6.1.3. Kniewinkel sagittal (Flexion)

Tabelle 22 Mittel- und p-Werte des sagittalen Kniewinkels von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert ± Standardabweichung Schlittenpatienten (in Grad)	Mittelwert ± Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in Grad)	p-Wert
Männer (Flexion)	61,6 ± 5,4	60,7 ± 4,4	0,620
Frauen (Flexion)	56,1 ± 4,3	55,8 ± 4,8	0,846

Es liegen keine signifikanten Unterschiede vor. Das heißt, der maximale Kniewinkel in Flexion weicht bei den operierten Patienten nicht von dem der gesunden Vergleichsgruppe ab. Daraus ist zu schlussfolgern, dass die Beugefähigkeit des operierten Kniegelenkes während der Schwungphase prinzipiell nicht eingeschränkt ist.

5.6.1.4. Relative Momente

5.6.1.4.1. Sagittalebene (Flexion und Extension)

Tabelle 23 Mittel- und p-Werte des sagittalen Kniemomentes von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert ± Standardabweichung Schlittenpatienten (in Nm/kg)	Mittelwert ± Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in Nm/kg)	p-Wert
Männer (Flexion)	0,7 ± 0,3	0,7 ± 0,2	0,554
Frauen (Flexion)	0,7 ± 0,2	0,7 ± 0,2	0,515
Männer (Extension)	- 0,3 ± 0,1	- 0,5 ± 0,1	0,000
Frauen (Extension)	- 0,3 ± 0,1	- 0,4 ± 0,1	0,010

Die relativen Knie-Extensionsmomente der Patienten mit Schlittenversorgung waren hoch signifikant erniedrigt gegenüber der gesunden Vergleichsgruppe (Männer: $p \leq 0,001$; Frauen: $p \leq 0,01$), während sich für die relativen Knie-Flexionsmomente keine Unterschiede zeigten. Die in der instrumentierten Ganganalyse ermittelten Gelenkmomente sind Ausdruck der äußeren Gelenkbelastung, auf die der Körper in Form von Muskelaktivität reagiert. So muss auf ein Flexionsmoment die Streckmuskulatur, auf ein Extensionsmoment die Beugemuskulatur an dem jeweiligen Gelenk antworten. Das in der initialen Standphase registrierte, verminderte Knie-Extensionsmoment ist Ausdruck der reduzierten Gangdynamik der Patientengruppe. Hingegen weist das Knie-Flexionsmoment darauf hin, dass die das Knie

stabilisierende Streckmuskulatur in gleicher Weise arbeitet wie bei den Gesunden und somit von keiner Einschränkung ausgegangen werden kann.

5.6.1.4.2. Frontalebene (adduzierendes Drehmoment)

Tabelle 24 Mittel- und p-Werte des frontalen Kniemomentes von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe

	Mittelwert \pm Standardabweichung Schlittenpatienten (in Nm/kg)	Mittelwert \pm Standardabweichung Gesunde Vergleichsgruppe (in Nm/kg)	p-Wert
Männer (Adduktion)	0,4 \pm 0,1	0,6 \pm 0,2	0,000
Frauen (Adduktion)	0,4 \pm 0,2	0,4 \pm 0,1	0,292

In der Frontalebene ergibt sich für den Parameter relatives Adduktions-Kniemoment noch ein höchst signifikanter Unterschied für die Männer ($p \leq 0,001$) mit Schlittenversorgung zur gesunden Vergleichsgruppe. Das heißt, dass die Patienten im Maximalwert der Gangphase welcher zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes gemessen wird, eine Abweichung in der Adduktion aufweisen. Sie wenden demnach weniger Kraft auf und schonen das Bein.

5.6.2. Operierte gegenüber nicht operierter Seite

5.6.2.1. Zeit-Distanz-Parameter

5.6.2.1.1. Zyklus Zeit

Unter Zyklus Zeit versteht man die Zeit zwischen dem ersten Aufsetzen der Ferse und dem darauf folgenden Fersenkontakt des gleichen Fußes.

Tabelle 25 Mittelwerte der Zyklus Zeit von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung operierte Seite (in s)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in s)	p-Wert
Männer	1,1 ± 0,1	1,1 ± 0,1	0,631
Frauen	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	0,280

Bezüglich des Vergleichs der Mittelwerte und des p-Wertes liegen keine signifikanten Abweichungen vor. Es gibt keine Unterschiede im Vergleich des operierten Beines mit dem nicht operierten Bein.

5.6.2.1.2. Standphase (Zeit vom Fersenkontakt bis zur Zehenablösung)

Tabelle 26 Mittelwerte der Standphase von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung operierte Seite (in %)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in %)	p-Wert
Männer	63,0 ± 1,8	63,0 ± 1,7	0,157
Frauen	63,1 ± 1,1	63,4 ± 0,1	0,314

Die Standphase des operierten Beines weist keine signifikante Abweichung zu der Gegenseite auf. Das heißt, dass das operierte Bein des Schlittenpatienten die gleiche Zeit als Standphase nutzt wie die Gegenseite.

5.6.2.1.3. Schrittlänge

Tabelle 27 Mittelwerte der Schrittlänge von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung operierte Seite (in m)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in m)	p-Wert
Männer	0,7 ± 0,1	0,7 ± 0,1	0,513
Frauen	0,6 ± 0,0	0,6 ± 0,1	0,730

Bezüglich des Vergleichs der Schrittlänge sind keine signifikanten Abweichungen erkennbar. Es besteht somit kein individueller Unterschied zwischen operiertem und nicht operiertem Bein.

5.6.2.1.4. Ganggeschwindigkeit

Tabelle 28 Mittel- und p-Werte der Ganggeschwindigkeit von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung (in m/s)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in m/s)	p-Wert
Männer	1,3 ± 0,2	1,3 ± 0,2	0,181
Frauen	1,2 ± 0,1	1,2 ± 0,1	0,045

Einer der p-Werte ist kleiner als 0,05. Somit besteht ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte der Frauen zwischen der operierten Seite und der Gegenseite. Das bedeutet, dass die Implantation der Endoprothese zu einer minimalen Verringerung der Ganggeschwindigkeit geführt hat.

5.6.2.2. Vertikale Bodenreaktionskraft

Tabelle 29 Mittelwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung operierte Seite (in N/kg)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in N/kg)	p-Wert
Männer	109,8 ± 10,7	110,2 ± 10,3	0,810
Frauen	107,8 ± 7,7	111,2 ± 7,0	0,180

Bezüglich des Vergleichs der vertikalen Bodenreaktionskraft sind keine signifikanten Abweichungen erkennbar. Es besteht somit kein individueller Unterschied zwischen operiertem und nicht operiertem Bein.

5.6.2.3. Kniewinkel sagittal (Flexion)

Tabelle 30 Mittelwerte des sagittalen Kniewinkels von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung Operierte Seite (in Grad)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in Grad)	p-Wert
Männer (Flexion)	61,6 ± 5,4	58,9 ± 3,7	0,056
Frauen (Flexion)	56,1 ± 4,3	55,5 ± 5,0	0,410

Es liegt keine Signifikanz vor. Das heißt, dass der gemessene Kniewinkel in Flexion des operierten Beines nicht vom gesunden abweicht. Daraus ist zu schlussfolgern, dass die Patienten keine Einschränkungen in Ihrer Beugefähigkeit des operierten Kniegelenkes beim Gehen haben.

5.6.2.4. Relative Momente

5.6.2.4.1. Sagittalebene (Flexion und Extension)

Tabelle 31 Mittelwerte der sagittalen relativen Momente von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung Operierte Seite (in Nm/kg)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in Nm/kg)	p-Wert
Männer (Flexion)	0,7 ± 0,3	0,7 ± 0,3	0,292
Frauen (Flexion)	0,7 ± 0,2	0,8 ± 0,3	0,449
Männer (Extension)	- 0,3 ± 0,1	- 0,3 ± 0,2	0,714
Frauen (Extension)	- 0,3 ± 0,1	- 0,3 ± 0,1	0,757

Für das relative Extensions- und Flexionskniemoment ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem operierten Bein und der Gegenseite.

Die Patienten beugen demnach beide Beine gleichermaßen, weil beim Laufen /Gehen das Knie nicht bis in die Endstellung gebeugt wird.

5.6.2.4.2. Frontalebene (adduzierendes Drehmoment)

Tabelle 32 Mittelwerte der frontalen relativen Momente von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite

	Mittelwert ± Standardabweichung Operierte Seite (in Nm/kg)	Mittelwert ± Standardabweichung Gegenseite (in Nm/kg)	p-Wert
Männer (Adduktion)	0,4 ± 0,1	0,4 ± 0,2	0,060
Frauen (Adduktion)	1,0 ± 0,3	0,5 ± 0,2	0,151

Für das adduzierende Drehmoment ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem operierten Bein und der Gegenseite. Aus dem Gangbild ergibt sich ein gleichmäßiger Krafteinsatz beider Kniegelenke.

5.7. Auswertung Patient mit schlechtem Knee Society Score Ergebnis

Ein Patient, der in beiden Scoreanteilen des Knee Society Score ein schlechtes Ergebnis zeigt, ist differenziert zu betrachten.

In Tabelle 33 sind die Untersuchungsergebnisse im Einzelnen dargestellt.

Tabelle 33 Zusammenfassung der Ergebnisse Patient E.G.

	Score Ergebnis	Propriozeptionsmessung Mittelwert der Differenzen \pm Standardabweichung	Klinik	Röntgen
Patient E.G.	113 (200) Punkte	$3,0^\circ \pm 2,0^\circ$	keine markanten Umfangs- abweichungen	B/B $\rightarrow 5,1^\circ$ A/A $\rightarrow -2,5^\circ$

Insgesamt lässt sich kein negatives Ergebnis nachweisen. Die Abweichung der Propriozeption mit 3° gemittelt, ist sehr gering und zu vernachlässigen. Die klinische Untersuchung zeigt keine Auffälligkeiten. Trotz der im Röntgenbild erkennbaren Winkelabweichungen im Femurteil von B/B = $5,1^\circ$ und A/A = $-2,5^\circ$, ergeben sich keine Auswirkungen auf die anderen Ergebnisse.

Klinisch wie auch röntgenologisch sind keine Einschränkungen oder Nachteile zu erkennen. Der Knee Society Score ist also das einzige negative Ergebnis mit 113 von 200 Punkten und der Wunsch des Patienten mit 53 Jahren in das Rentenalter einzutreten, könnte durchaus den negativen Wert des Gesamtscore beeinflusst haben.

6. Diskussion

Ob die Versorgung mit einer medialen Schlittenendoprothese eine angemessene Therapie der Varusgonarthrose ist, wird trotz der bereits publizierten Studien mit positiver Aussage immer noch diskutiert. Einige Arbeiten beschäftigen sich mit der Frage, ob die Implantation einer Schlittenendoprothese der Totalendoprothese überlegen und wegen der Erhaltung stabilisierender Kniegelenkstrukturen zu bevorzugen ist (Saldanha et al. 2007, Yang et al. 2003, Fisher et al. 2003).

Das Oxford Phase 3 Implantat wurde 1998 entwickelt und stellt das neueste Design für den medialen Gelenkersatz der Firma Biomet dar. Operationsergebnisse der Vorgängermodelle Oxford Phase 1 und Phase 2 sind vielfach publiziert worden. Diese Erfahrungen zum medialen Kniegelenkteilersatz waren jedoch anfänglich eher unbefriedigend, wie Laskin (1978) und Marmor (1988) berichteten. Seit dem aber die Indikationskriterien genauer formuliert wurden und sich die Operationstechnik verbesserte, konnten in klinischen Studien zunehmend bessere Ergebnisse verzeichnet werden. So haben Murray et al. (1998) in ihrer Studie festgestellt, dass die kumulative Überlebensrate von Oxford Phase 1 und Phase 2 Implantaten nach 10 Jahren 98% betrug. Price et al. (2001) erfassten 2001 eine 94%ige Überlebensrate nach 15 Jahren.

Da der Oxford Phase 3 Schlitten erst 1998 entwickelt wurde, gibt es dazu nur wenige Langzeitstudien oder klinische Ergebnisse. Rees et al. (2004) haben die ersten 104 minimalinvasiv operierten Oxford Phase 3 Knieteilendoprothesen in einer 1-Jahres Studie 2004 nachuntersucht. Sie beschrieben, dass sich der Knee Score von präoperativ 37 auf 94 Punkte und der Function Score von 50 auf 92 Punkte postoperativ verbesserte. 2006 haben dann Pandit et al. (2006) eine prospektive Studie der Oxford Phase 3 Endoprothese durchgeführt. In ihrer Studie hatten 96% der Operierten ein gutes oder exzellentes Knee Society Score Ergebnis. Die Überlebensrate nach 7 Jahren lag bei 97,3%.

Kim et al. (2007) publizierten im Jahr 2007 eine weitere prospektive Studie des Oxford Phase 3 Schlittens. Es zeigte sich auch hier eine Verbesserung des Knee Score von 53,5 auf 90,2 Punkte, sowie des Function Score von 54,7 auf 87,3 Punkte. Ihrer Meinung nach hängen die Verbesserung der Erfolgsquote nach Implantation einer Schlittenendoprothese sowie die Verringerung von Komplikationen von einer perfekten Operationstechnik und ausreichenden Erfahrung des Operateurs ab.

Weil sich neben diesen Ergebnisberichten bisher keine Studien mit komplexer Untersuchung klinischer, radiologischer und biomechanischer Parameter wie Ganganalyse und Propriozeption nach medialer Oxford Phase 3 Implantation finden, wurde die vorliegende Arbeit durchgeführt. Alle 26 im Jahr 2003 wegen einer medialen Gonarthrose mit einem Oxford Phase 3 Schlitten versorgten Patienten konnten durchschnittlich 64,2 Monate post operationem nachuntersucht werden. Zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Studien wurde wie schon bei Kim et al. (2007) der Knee Society Score (KSS) auch in der vorliegenden Kontrolluntersuchung als Beurteilungskriterium der klinischen Ergebnisse genutzt. Da sowohl objektive als auch subjektive Bewertungskriterien hier einfließen, konnten die Operationsergebnisse besser eingeordnet werden. Vor allem die subjektive Beurteilung des Patienten in Bezug auf Funktionalität und Stabilität war von Interesse. Letztlich stellte die subjektive Einschätzung durch die Patienten ein wichtiges Kriterium für die Beurteilung des Nutzens einer Operation dar. Liow et al. (2000) klassifizierten die Daten für Veröffentlichungen prinzipiell in objektive „hard“ und subjektive „soft“ Kriterien. Traditionell nimmt man an, dass objektive Daten glaubwürdiger als subjektive Daten zu bewerten sind. Jedoch bewiesen sowohl Liow et al (2000) mit ihrer Studie, als auch Jones et al. (1992) mit ihrem Jones Score zur Bewertung der Kniearthrose, dass die Aussagekraft der Patienten über ihren Gesundheitsstatus und den Erfolg der ärztlichen Behandlung hohe Glaubwürdigkeit besitzt. Sie nimmt deshalb einen hohen Stellenwert neben den „hard“ Daten ein.

Da im Operationsjahr 2003 keine KSS Daten erhoben wurden, stützt sich die Studie auf eine Darstellung der Ist-Werte der Nachuntersuchung im Jahr 2008. Beim Knee Score erreichten 20 der 26 operierten Patienten die Punktwertung 80-100 (excellent). Zwei kamen auf die Punktzahl 70-79 (good), zwei auf 60-69 Punkte (fair) und zwei unter 60 (poor). Der Mittelwert der Knee Score Auswertung liegt bei 85,2 von 100 Punkten. Somit sind effektiv 76,9 % der Patienten als positiv zu bewerten.

Der Function Score zeigt ein noch besseres Ergebnis. Fünfundzwanzig von 26 Patienten waren in die Kategorie excellent einzuordnen. Nur ein Fall wich mit 60 Punkten (fair) vom Gesamtbild ab. Damit lag hier der Durchschnittswert bei 94,2 Punkten. Das Verhältnis der mit exzellent bewerteten Patienten zur Gesamtanzahl war mit 96,1 % als sehr gut einzustufen.

Wie bei Kim et al. (2007), die eine Verbesserung des Knee und Function Score (KSS) 3 Jahre postoperativ verzeichnen, sind auch die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie positiv zu bewerten. Es weichen lediglich 4 Patienten mit schlechteren Bewertungen ab.

Die Mehrzahl der nachuntersuchten Patienten hatte einen erhöhten Body-Mass Index. Dies bedeutet jedoch keine generelle Einschränkung der Operationsindikation bzw. ein schlechteres Ergebnis, wie aus der vorliegenden Studie ersichtlich wird.

Die Wichtigkeit der zur Kniestabilisation verantwortlichen Muskulatur wurde von verschiedenen Autoren wie Kessler et al. (2007) und Gomez-Barrena et al. (2009) betont. Um den postoperativen Zustand der Oberschenkelmuskulatur in der vorliegenden Arbeit beurteilen zu können, erfolgten Umfangmessungen in 3 verschiedenen Höhen am Oberschenkel. Nach den allgemeinen orthopädischen Untersuchungskriterien geschieht dies in Höhe des medialen Gelenkspaltes, 10 cm und 20 cm proximal davon (Jäger und Wirth 1992).

Wie bei Fink et al. (2007) und Watanabe et al. (2008) war auch bei den Patienten der vorliegenden Arbeit postoperativ eine Atrophie des Musculus vastus medialis nachzuweisen. In allen Messhöhen konnten geringe Umfangabweichungen im Vergleich zum gesunden Bein festgestellt werden, aber nur bei 10 cm, in Höhe des Musculus vastus medialis, ergab sich eine signifikante Differenz ($p \leq 0,016$).

Bezüglich der klinischen Auswertung ergab sich, dass sowohl Fründ- als auch Zohlen Zeichen auf eine mögliche retropatellare Schädigung hinwiesen. Da diese Zeichen aber auch bei Gesunden positiv ausfallen, sind sie nur bedingt verwertbar. Im „Swedish Knee Registry“ wurde bisher kein unikondylärer Schlitten aufgrund eines retropatellaren Problems revidiert (Hauptmann et al. 2005).

Insofern sind die von uns festgestellten Befunde mit einem positiven Fründ Zeichen bei 46,15% und positivem Zohlen Zeichen bei 26,92% zu relativieren, da im Function Score keine negativen Auswirkungen erkennbar waren. Dass die retropatellare Degeneration allgemein keinen Einfluss auf das postoperative Scoreergebnis nach Implantation der Biomet Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese hat, publizierten Beard et al. (2007).

Als weiteres objektives Merkmal zur Beurteilung der Retropatellarsymptomatik wurden im Rahmen der vorliegenden Studie Patellatangentiaufnahmen durchgeführt. Die messbare laterale Kippung bzw. Hyperkompression der Patella konnte neben den klinischen Befunden mit Erfassung des Patellaverschiebeschmerzes in die Bewertung einbezogen werden.

Bei 9 Patienten bestand ein laterales Tilt der Patella, aber klinisch zeigten nur 5 dieser Patienten eine geringe retropatellare Schmerzsymptomatik. Die anderen 4 Patienten waren schmerzfrei.

Da die 5 Patienten mit retropatellarer Pathologie im Knee Society Score positive Ergebnisse hatten, ist zu vermuten, dass der Einfluss der retropatellaren Symptomatik auf das postoperative Ergebnis einer Oxford Phase 3 Schlittenimplantation gering ist.

Obwohl der Musculus vastus medialis am operierten Bein signifikant geringer ausgebildet war, konnte kein negativer Einfluss auf die Patellaführung nachgewiesen werden. Es fand sich bei keinem Patienten eine Korrelation zwischen Patellatilt und Muskeldefizit in Höhe des Musculus vastus medialis.

Als weiteres Kriterium zur Beurteilung des Erfolges der Implantation der Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese diente in der vorliegenden Studie auch die Röntgendiagnostik. Es wurden sowohl postoperativ als auch zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung die Standardaufnahmen ap und sagittal angefertigt. Sie wurden mit Hilfe des Programmes mediCAD vermessen und ausgewertet. Bei 20 von 26 untersuchten Patienten waren insgesamt 36 Winkelabweichungen aufgefallen (entspricht 76,9%). Dabei war zu erkennen, dass die häufigsten Abweichungen bei den Winkeln A/A (Varus/Valgus Winkel des Femur) und F/F (posteroinferiore Passung der Tibia) zu finden waren. In absteigender Reihenfolge zeigten sich Veränderungen bei B/B (Flexions-Extensionswinkel des Femur) und E/E (Varus/Valgus Winkel der Tibia). Die Beurteilung erfolgte nach den Kriterien des Herstellers der Prothese. Entsprechend den Vorgaben wurde eine volle Kongruenz der Tibia- sowie der Femurkomponente bei 6 Patienten erreicht. Trotz der zum Teil nur geringen Abweichung bei den anderen Patienten hatte dies aber keine negativen Auswirkungen auf das Ergebnis des Knee Society Score. Dies entspricht auch den Ergebnissen anderer Autoren. In der Studie von Lisowski et al. (2004) war zum Beispiel nur bei 60% der Fälle eine optimale Positionierung der Komponenten erreicht worden. Das klinische Ergebnis seiner Patientengruppe hatte sich

aber nach zwei Jahren im Knee Society Score von präoperativ 58,7 auf 95,0 postoperativ verbessert.

Auch aus der hier vorliegenden Arbeit ergibt sich, dass einerseits Abweichungen zu den Winkelvorgaben der Entwicklergruppe vorhanden sind, diese aber in der klinischen Relevanz andererseits keine Auswirkungen haben.

Bei keinem der 26 Patienten waren radiologische Hinweise für eine Implantatlockerung tibial oder femoral zu erkennen. Die sonst bei Lockerungen zu sehenden Aufhellungen unterhalb des Implantats (Radiolucent Lines) ließen sich nicht nachweisen.

Neben der Objektivierung eigener klinischer und radiologischer Operationsergebnisse nach medialer Schlittenimplantation sollte anhand der Ganganalyse- und Propriozeptionsparameter eine umfassendere Aussage zum Nutzen dieser Operationsmethode getroffen werden.

Saldanha et al. (2007) sahen die Vorteile des Schlittens im Gegensatz zur Totalendoprothese sowohl in der Schonung der Weichteile als auch in einem geringeren Knochenverlust und der daraus resultierenden besseren Kniebeweglichkeit. Die gute Funktion resultierte nach den Untersuchungen von Laurencin et al. (1991) und Rougraff et al. (1991) auch in einem natürlichen Gangbild. Eine 6 Monats - Nachuntersuchungsstudie von Yang et al. (2003) zeigte ebenfalls, dass der minimalinvasive unicompartimentelle Kniegelenkersatz eine attraktive und kosteneffektive Alternative zum totalen Kniegelenkersatz ist. Im Vergleich beider Methoden war die Implantation der Schlittenendoprothese mit deutlich weniger Blutverlust während der Operation, einer schnelleren Rehabilitation und einem kürzeren Krankenhausaufenthalt verbunden. Fisher et al. (2003) veröffentlichten 2003 eine Studie in der sie minimalinvasives und offenes Vorgehen einer Schlittenimplantation sowie die Operationstechnik bei totalem Knieendoprothesenersatz miteinander verglichen. Sie kamen zu dem Schluss, dass die minimalinvasive Operation der Schlittenendoprothese hinsichtlich des korrekten Implantatsitzes und der Beinachse gegenüber dem offenen Vorgehen beim gleichen Prothesentyp weniger erfolgreich ist. Noch deutlicher war für sie diese Abweichung im Vergleich zur Totalendoprothesenimplantation. Ihrer Meinung nach erreicht man mit einer Totalendoprothese die besten reproduzierbaren Operationsergebnisse bei medialer Gonarthrose. Diese Tatsache kann anhand der eigenen Studienergebnisse nicht bestätigt

werden, da die objektiven Nachuntersuchungsparameter aller Patienten ein gutes bis sehr gutes Ergebnis gezeigt haben.

Für die komplexe Kniegelenkfunktion ist nicht nur die Beweglichkeit und ligamentäre Stabilität, sondern auch eine dynamische Interaktion zwischen ZNS und periartikulärer Muskulatur erforderlich (Barrack et al. 1989, Barrett et al. 1991, Barrett 1991). Dazu dienen verschiedene Mechanorezeptoren und freie Nervenendigungen, die in den artikulären und periartikulären Kniegelenkstrukturen nachgewiesen wurden (Biedert et al. 1992, Corrigan et al. 1992). Die Gesamtheit dieser neuromuskulären Interaktionen wird als Propriozeption bezeichnet (Barrett et al. 1991, Corrigan et al. 1992, Jerosch et al. 1996).

Selbst bei schonendem operativen Vorgehen wird neurogenes Gewebe zerstört und damit die Propriozeption beeinträchtigt.

In der Vergangenheit wurde eine Vielzahl Untersuchungen zum Thema Knie und Propriozeption durchgeführt. So konnte eine Verschlechterung des Stellungssinns nach Zerreißen des medialen Meniskus (Jerosch et al. 1996) und bei chronisch degenerativen Gelenkkrankheiten, wie Gonarthrose, nachgewiesen werden (Sell et al. 1993, Pap et al. 1998a).

Für das vorliegende Patientengut stellte sich die Frage, ob durch eine Rekonstruktion des medialen Kniegelenkanteiles mittels Schlittenendoprothese die propriozeptiven Fähigkeiten des betroffenen Kniegelenkes dauerhaft verändert werden. Deshalb wurde die Propriozeption beider Kniegelenke durch aktive und passive Gelenkwinkelreproduktion im Sitzen und Liegen sowie die aktive Gelenkwinkelreproduktion stehend gemessen. Die Untersuchung orientierte sich an der Studie von Wilke und Froböse (2003), in der diese Tests zur Quantifizierung der propriozeptiven Leistung von Kniegelenken durchgeführt und ausgewertet wurden.

Für die passive und aktive Gelenkwinkelreproduktion im Sitzen konnte kein signifikanter Unterschied in der Propriozeption zwischen der operierten und der gesunden Seite festgestellt werden. Auch im Liegen war die passive und aktive Gelenkwinkelreproduktion zwischen beiden Kniegelenken nicht zu unterscheiden. Es lässt sich schlussfolgern, dass 5 Jahre nach Implantation der medialen Schlittenendoprothese keine Beeinträchtigung der propriozeptiven Leistung besteht.

Auch Fuchs et al. (2002) konnten in ihrer Studie beweisen, dass die Ergebnisse der Propriozeptionsmessung sowie der subjektiven Lebensqualität bei Operierten nahezu denen von Gesunden entsprechen. Die Propriozeptionsmessung erfolgte in dieser Studie mit Hilfe einer dynamischen Balanceantwort.

Simmons et al. (1996) bestätigten ebenfalls, dass nach Implantation einer unikondylären Schlittenprothese vom Typ Miller-Galante kein signifikanter Unterschied der Propriozeption zwischen dem operierten und nicht operierten Knie zu finden ist.

Um zu prüfen, ob die Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese eine Belastungsänderung des Kniegelenkes und somit ein von der Norm abweichendes Gangbild verursacht, wurde eine Ganganalyse durchgeführt. Dazu konnten die von Kirtley (2006) und Beckers und Deckers (1997) publizierten Erkenntnisse über Theorie und Untersuchung des Gangbildes verwendet und objektive Prinzipien, Messungen und subjektive Interpretationen der Biomechanik als Fundament genutzt werden. Ein spontaner Selbstschutzmechanismus bewirkt auch bei einem erkrankten Gelenk Schonung, Einschränkung der Beweglichkeit und folglich auch Masse- und Kraftverlust der beteiligten Muskulatur. Damit verbunden ist ebenfalls eine Reizung oder der Ausfall von Rezeptoren. Die daraus resultierende mangelhafte Koordination ist Ursache für ein verändertes Gangbild (Kiphard 1971). Der Bewegungsablauf ist nicht flüssig, unsicher und wirkt verlangsamt.

Levinger et al. (2008) konnten mittels Ganganalyse zeigen, dass Patienten nach Implantation einer unikompartimentellen Endoprothese pathologische Muster beim Fersenauftritt und in den Kniemomenten haben. Sie vermuten einen negativen Einfluss auf die Langzeitfunktion der Implantate und halten deshalb die Ganganalyse für nötig, um Aussagen über das Ergebnis nach diesen Operationen machen zu können.

In der vorliegenden Studie wurden mit der Ganganalyse mögliche Veränderungen, die durch den operativen Eingriff bedingt sein könnten, untersucht. Die zur Auswertung herangezogenen Parameter Kadenz, Doppelunterstützung, Zykluszeit, Standphase, Schrittlänge, Ganggeschwindigkeit, Bodenreaktionskraft, sagittaler Kniewinkel sowie relatives sagittales und frontales Kniemoment des operierten Beines, wurden zum einen mit der Gegenseite und zum anderen mit einer Gruppe Kniegesunder verglichen.

Während es bei allen Parametern keinen Unterschied zwischen operiertem und nicht operiertem Knie gab, traten bei den Werten der operierten Gelenke gegenüber einer gesunden Vergleichsgruppe Defizite auf. Dass die Patienten aufgrund ihres vorbestehenden Gelenkschadens, welcher sich zwar durch den operativen Eingriff verbessert hat, noch Defizite aufweisen, ist als Tatsache hinzunehmen. Die Endoprothese ist nicht mit dem natürlichen Gelenk gleichzusetzen. Auch schon präoperativ entstandene Defizite und Veränderungen können dafür verantwortlich sein. Die abweichenden Ergebnisse der Ganganalyse im Vergleich zu einer gesunden Gruppe sind dennoch kein negatives Resultat für den Kniegelenkersatz. Der Vergleich zwischen dem operierten und nicht operierten Bein zeigt, dass individuell keine Differenzen zwischen beiden Kniegelenken bestehen. Das wurde auch durch Fuchs et al. (2005) bestätigt. Webster et al. (2003) unterstützen die Aussage, dass Patienten nach unikompartmentellem Kniegelenkersatz in der Lage sind, gute Ergebnisse in der Ganganalyse zu erzielen. Die Ganggeschwindigkeit, Kadenz und Längenparameter waren alle im normalen Bereich. Laut Argenson et al. (2007) ist für die Haltbarkeit von medialem, unikompartmentellen Kniegelenkersatz eine möglichst natürliche Kinematik des Kniegelenkes ein entscheidender Faktor. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass während einer tiefen Kniebeuge oder beim Gehen einige Patienten eine normale Mobilität nach medialer Schlittenimplantation aufweisen. Der gesamte Bewegungsumfang war jedoch kleiner als beim gesunden Kniegelenk.

Aus der vorliegenden Studie wird ersichtlich, dass Anzahl und Umfang der Untersuchungsmethoden eine klare Aussage zum Stellenwert des Teilgelenkersatzes zulassen. Insgesamt haben die klinischen, biomechanischen und radiologischen Nachuntersuchungen gezeigt, dass die Gesamtheit der Ergebnisse positiv ausfällt und die Implantation einer Oxford Phase 3 Schlittenendoprothese als erfolgversprechende Therapie bei medialer Gonarthrose anzusehen ist.

7. Schlussfolgerung

Die noch teilweise in der Literatur vertretene Ansicht, dass die Implantation einer Totalendoprothese auch bei isolierter medialer Gonarthrose die Therapie der Wahl ist, kann aufgrund der hier vorliegenden Studie nicht bestätigt werden.

Aus dem erhobenen Knee Society Score ergeben sich sowohl subjektive als auch objektive positive Untersuchungsergebnisse. Sie sind auch im Vergleich mit den publizierten Ergebnissen anderer Autoren als sehr gut und gut zu bewerten. Die 4 Patienten mit schlechterem Ergebnis sind im Alltag symptomfrei und haben keinen negativen Einfluss auf die Gesamtaussage der hier vorliegenden Arbeit.

Da auch 5 Jahre postoperativ noch signifikante Defizite der Oberschenkelmuskulatur vorhanden sind, ergibt sich die Schlussfolgerung, dass postoperativ intensiver trainiert werden muss. Weiterführende Studien können dabei helfen, die erforderliche Zeitdauer und Effektivität dieser Maßnahmen zu erfassen.

Bei insgesamt 9 Patienten war bei der Nachuntersuchung ein Tilt der Patella vorhanden. Obwohl kein negativer Einfluss auf die klinischen Ergebnisse nachgewiesen wurde, könnte sich das bereits beschriebene Training der Oberschenkelmuskulatur auch positiv auf die Patellaführung auswirken.

Radiologisch waren 5 Jahre postoperativ keine Zeichen von Implantatlockerungen zu erkennen. Die gering vorhandenen Winkelabweichungen der Implantate hatten keinen Einfluss auf die Lockerungsrate des Oxford Phase 3 Schlittens.

Zur Beurteilung der propriozeptiven Leistung des operierten Kniegelenkes lässt sich resümieren, dass fünf Jahre nach der operativen Rekonstruktion des medialen Kniegelenkanteiles kein Unterschied in der Propriozeption zwischen operierter und gesunder Seite zu finden ist. Die positiven Ergebnisse der propriozeptiven Fähigkeiten belegen eindeutig, dass durch das minimalinvasive Operieren der Schlittenendoprothese Oxford Phase 3 die neurogene und muskuläre Steuerung des Kniegelenkes 5 Jahre nach der Implantation nicht gestört ist. Die Implantation eines Teilgelenkes vom Typ Oxford Phase 3 ist deshalb ein gelenkschonender Eingriff.

Die Parameter der Ganganalyse weisen im Vergleich zwischen operiertem und nicht operiertem Knie keine Differenzen auf. Abweichungen gegenüber einer kniegesunden Kontrollgruppe bestätigen aber interindividuelle Unterschiede. Ob die Operation oder aber generalisierter degenerativer Verschleiß den Bewegungsablauf beeinflusst hat, kann anhand der vorliegenden Untersuchung nicht beantwortet werden.

Die unterschiedlichen Werte der Ganganalyse lassen vermuten, dass sich die Stereotypie des Ganges mutmaßlich schon in der Entwicklungsphase der Gonarthrose, also präoperativ, verändert haben könnte. Auch der differierende BMI zwischen der gesunden Vergleichs- und der Patientengruppe von 26,5 zu 30,7 sowie das höhere Lebensalter der Operierten von 61,2 Jahren zu 48,4 Jahren der Gesunden, können eine mögliche Ursache sein. Um diese Frage zu beantworten, sollte in zukünftigen Studien bereits vor der Operation eine Ganganalyse durchgeführt werden.

Bei Einhaltung der Kriterien für Indikation und operatives Vorgehen, ist die Implantation eines Oxford Phase 3 Schlittens keine Interimslösung für einen begrenzten Zeitraum. Die Ergebnisse nach 5 Jahren lassen den Schluss zu, dass es sich um eine vollwertige Therapieoption der isolierten Varusgonarthrose handelt. Die ausgereifte minimalinvasive Operationstechnik des Oxford Phase 3 Schlittens schädigt das Kniegelenk nachweislich gering, erfordert aber trotzdem eine intensive postoperative Rehabilitation zur Kräftigung der Oberschenkelmuskulatur.

8. Literaturverzeichnis

- Aldinger PR, Clarius M, Murray DW, Goodfellow JW, Breusch SJ. 2004. Medial unicompartmental knee replacement using the "Oxford Uni" meniscal bearing knee. *Orthopade*, 33 (11):1277-1283.
- Argenson JN, Komistek RD, Akizuki S. 2007. In vivo biomechanics of unicondylar knee replacement performed using minimally invasive technique. *Orthopade*, 36 (12):1100-1105.
- Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL. 1989. Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med*, 17 (1):1-6.
- Barrett DS. 1991. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (5):833-837.
- Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. 1991. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (1):53-56.
- Beard DJ, Pandit H, Gill HS, Hollinghurst D, Dodd CA, Murray DW. 2007. The influence of the presence and severity of pre-existing patellofemoral degenerative changes on the outcome of the Oxford medial unicompartmental knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 89 (12):1597-1601.
- Beckers D, Deckers J. 1997. Ganganalyse und Gangschulung – Therapeutische Strategien für die Praxis. Springer-Verlag.
- Biedert RM, Stauffer E, Friederich NF. 1992. Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histologic investigation. *Am J Sports Med*, 20 (4):430-433.
- Bühl AZ, P. 2002. SPSS 11. Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. München: Pearson Studium.
- Burke RE. 2007. Sir Charles Sherrington's the integrative action of the nervous system: a centenary appreciation. *Brain*, 130 (Pt 4):887-894.
- Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP. 1992. Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br*, 74 (2):247-250.
- Ernährung DGf. 1992. Ernährungsbericht. Frankfurt am Main: Druckerei Henrich.
- Fink B, Egl M, Singer J, Fuerst M, Bubenheim M, Neuen-Jacob E. 2007. Morphologic changes in the vastus medialis muscle in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*, 56 (11):3626-3633.

- Fisher DA, Watts M, Davis KE. 2003. Implant position in knee surgery: a comparison of minimally invasive, open unicompartmental, and total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 18 (7 Suppl 1):2-8.
- Friedebold G, Stoboy H. 1968. [Actual change in circumference and electrical activity in normal and inactivity-atrophied muscles during isometric training]. *Arch Orthop Unfallchir*, 64 (4):298-304.
- Friedebold G, Strand FL, Stoboy H. 1968. Strength and endurance in the training of normal and atrophic muscles in man. *Am Correct Ther J*, 22 (2):39-42.
- Fuchs S, Frisse D, Tibesku CO, Laass H, Rosenbaum D. 2002. Proprioceptive function, clinical results, and quality of life after unicondylar sledge prostheses. *Am J Phys Med Rehabil*, 81 (7):478-482.
- Fuchs S, Rolauffs B, Plaumann T, Tibesku CO, Rosenbaum D. 2005. Clinical and functional results after the rehabilitation period in minimally-invasive unicondylar knee arthroplasty patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 13 (3):179-186.
- Goldscheider A. 1889. Untersuchungen über den Muskelsinn. *Archiv für Physiologie*, 3:369-502.
- Gomez-Barrena E, Fernandez-Garcia C, Fernandez-Bravo A, Cutillas-Ruiz R, Bermejo-Fernandez G. 2009. Functional performance with a single-radius femoral design total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 468 (5):1214-1220.
- Goodfellow J, O'Connor J. 1978. The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg Br*, 60-B (3):358-369.
- Hall J, Copp SN, Adelson WS, D'Lima DD, Colwell CW, Jr. 2008. Extensor mechanism function in single-radius vs multiradius femoral components for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 23 (2):216-219.
- Hauptmann SM, Kreul U, Mazoochian F, C VS-P, Jansson V, Muller PE. 2005. [Influence of patellofemoral osteoarthritis on functional outcome after unicondylar knee arthroplasty]. *Orthopade*, 34 (11):1088, 1090-1083.
- Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. 1989. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*, (248):13-14.
- Jäger M, Wirth CJ. 1992. *Praxis der Orthopädie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Jerosch J, Prymka M. 1996. Proprioception and joint stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 4 (3):171-179.
- Jerosch J, Prymka M, Castro WH. 1996. Proprioception of knee joints with a lesion of the medial meniscus. *Acta Orthop Belg*, 62 (1):41-45.

- Jones A, Hopkinson N, Pattrick M, Berman P, Doherty M. 1992. Evaluation of a method for clinically assessing osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis*, 51 (2):243-245.
- Kessler O, Durselen L, Banks S, Mannel H, Marin F. 2007. Sagittal curvature of total knee replacements predicts in vivo kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22 (1):52-58.
- Kim KT, Lee S, Park HS, Cho KH, Kim KS. 2007. A prospective analysis of Oxford phase 3 unicompartmental knee arthroplasty. *Orthopedics*, 30 (5 Suppl):15-18.
- Kiphard EJ. 1971. [The problem of motoric frustration in physical training]. *Prax Kinderpsychol Kinderpsychiatr*, 20 (8):294-298.
- Kirtley C. 2006. *Clinical Gait Analysis – Theory and Practice*. Elsevier Limited.
- Kohn D. 2000. *Das Knie*. Stuttgart: Thieme.
- Laskin RS. 1978. Unicompartmental tibiofemoral resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 60 (2):182-185.
- Laurencin CT, Zelicof SB, Scott RD, Ewald FC. 1991. Unicompartmental versus total knee arthroplasty in the same patient. A comparative study. *Clin Orthop Relat Res*, (273):151-156.
- Levinger P, Webster KE, Feller J. 2008. Asymmetric knee loading at heel contact during walking in patients with unilateral knee replacement. *Knee*, 15 (6):456-460.
- Liow RY, Walker K, Wajid MA, Bedi G, Lennox CM. 2000. The reliability of the American Knee Society Score. *Acta Orthop Scand*, 71 (6):603-608.
- Lisowski LA, Verheijen PM, Lisowski AE. 2004. Oxford Phase 3 Unicompartmental Knee Arthroplasty (UKA): Clinical and radiological results of minimum follow-up of 2 years. *Ortop Traumatol Rehabil*, 6 (6):773-776.
- Marmor L. 1988. Unicompartmental knee arthroplasty. Ten- to 13-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res*, (226):14-20.
- Müller S. 2010. *Die Entwicklung der Propriozeption während der Anschlussheilbehandlung nach Einsatz einer Knie totalendoprothese [Diplomarbeit]*. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ. 1998. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br*, 80 (6):983-989.
- Pandit H, Jenkins C, Barker K, Dodd CA, Murray DW. 2006. The Oxford medial unicompartmental knee replacement using a minimally-invasive approach. *J Bone Joint Surg Br*, 88 (1):54-60.

- Pandit H, Ward T, Hollinghurst D, Beard DJ, Gill HS, Thomas NP, Murray DW. 2005. Influence of surface geometry and the cam-post mechanism on the kinematics of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 87 (7):940-945.
- Pap G, Machner A, Awiszus F. 1998a. [Influence of retropatellar arthrosis on the proprioceptive ability of patients with gonarthrosis]. *Orthopade*, 27 (9):619-624.
- Pap G, Machner A, Awiszus F. 1998b. [Measuring knee joint kinesthesia for determining proprioceptive deficits in varus gonarthrosis]. *Z Rheumatol*, 57 (1):5-10.
- Perry J. 2003. *Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens*. München Jena Urban & Fischer.
- Price AJ, Webb J, Topf H, Dodd CA, Goodfellow JW, Murray DW. 2001. Rapid recovery after oxford unicompartmental arthroplasty through a short incision. *J Arthroplasty*, 16 (8):970-976.
- Rees JL, Price AJ, Beard DJ, Dodd CA, Murray DW. 2004. Minimally invasive Oxford unicompartmental knee arthroplasty: functional results at 1 year and the effect of surgical inexperience. *Knee*, 11 (5):363-367.
- Rougraff BT, Heck DA, Gibson AE. 1991. A comparison of tricompartmental and unicompartmental arthroplasty for the treatment of gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res*, (273):157-164.
- Saldanha KA, Keys GW, Svard UC, White SH, Rao C. 2007. Revision of Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty to total knee arthroplasty - results of a multicentre study. *Knee*, 14 (4):275-279.
- Sell S, Zacher J, Lack S. 1993. [Disorders of proprioception of the arthrotic knee joint]. *Z Rheumatol*, 52 (3):150-155.
- Simmons S, Lephart S, Rubash H, Pifer GW, Barrack R. 1996. Proprioception after unicompartmental knee arthroplasty versus total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (331):179-184.
- Skowronski J, Jatskewych J, Dlugosz J, Skowronski R, Bielecki M. 2005. The Oxford II medial unicompartmental knee replacement. A minimum 10-year follow-up study. *Ortop Traumatol Rehabil*, 7 (6):620-625.
- Trepel M. 2008. *Neuroanatomie, Struktur und Funktion*. 4. Aufl. Aufl. München: Elsevier.
- Wang H, Simpson KJ, Ferrara MS, Chamnongkitch S, Kinsey T, Mahoney OM. 2006. Biomechanical differences exhibited during sit-to-stand between total knee arthroplasty designs of varying radii. *J Arthroplasty*, 21 (8):1193-1199.

- Watanabe N, Narita W, Namura T, Ito H, Nishimura T, Kubo T. 2008. Anatomical assessment of the vastus medialis oblique muscle in patients with osteoarthritis of the knee. *J Arthroplasty*, 23 (2):287-292.
- Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. 2003. Quantitative gait analysis after medial unicompartmental knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Arthroplasty*, 18 (6):751-759.
- Weinberg M. 2005. Ergebnisse der operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unter besonderer Berücksichtigung der Propriozeption [Promotion]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Wilke C, Froböse I. 2003. Quantifizierung propriozeptiver Leistung von Kniegelenken. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54:49-54.
- Yang KY, Wang MC, Yeo SJ, Lo NN. 2003. Minimally invasive unicondylar versus total condylar knee arthroplasty--early results of a matched-pair comparison. *Singapore Med J*, 44 (11):559-562.

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Altersverteilung zum OP Zeitpunkt 2003	9
Abbildung 2 Geschlechtsverteilung der 26 Fälle	10
Abbildung 3 Winkel- und Linienvorgaben der Firma Biomet	15
Abbildung 4 schematisierte Röntgenaufnahme ant.- post. Ansicht	15
Abbildung 5 schematisierte Röntgenaufnahme sagittale Ansicht	16
Abbildung 6 Elektrogoniometer der Firma Penny & Giles	17
Abbildung 7 Propriozeptionsmessung im Sitzen (Biomechaniklabor Eisenberg)	18
Abbildung 8 Propriozeptionsmessung im Liegen (Biomechaniklabor Eisenberg)	19
Abbildung 9 Propriozeptionsmessung im Stehen (Biomechaniklabor Eisenberg)	20
Abbildung 11 Darstellung der Marker im Programm „workstation“ (Oxford Metrics)	22
Abbildung 12 Beispiel des Kurvenverlaufes des Kniewinkels in der Sagittalebene	23
Abbildung 13 Beispiel des Kurvenverlaufes des Kniemomentes in der Sagittalebene	24
Abbildung 14 Knee Score Ergebnisse	28
Abbildung 15 Function Score Ergebnisse	28
Abbildung 16 Gesamtscore Ergebnisse	29
Abbildung 17 Darstellung der Mittelwerte der Knee Society Score Auswertung	29
Abbildung 18 Varus/Valgus Winkel Femur	33
Abbildung 19 Flexions-/Extensionswinkel Femur	34
Abbildung 20 Varus/Valgus Winkel Tibia	35
Abbildung 21 mediale Passung	36
Abbildung 22 Posteroinferiore Neigung Tibia	37
Abbildung 23 anteriore Passung Tibia	38

10. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Winkelvorgaben des Herstellers.....	14
Tabelle 2 Mittel- und p- Werte der Umfangdifferenzen am Knie und Oberschenkel	31
Tabelle 3 Anzahl der Werte des Fründ`schen Zeichens	31
Tabelle 4 Anzahl der Werte des Zohlen Zeichens	32
Tabelle 11 Gesamtzahl der abweichenden Winkel (> 2 Grad).....	39
Tabelle 12 Patellagelenkspaltweite medial und lateral	40
Tabelle 13 Differenzen der Mittelwerte einzelner Propriozeptionsmessungen	41
Tabelle 14 Signifikanzen der einzelnen Mittelwertdifferenzen	42
Tabelle 15 Mittelwerte der Kadenzen von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe	43
Tabelle 16 Mittelwerte der Doppelunterstützung von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe.....	43
Tabelle 17 Mittelwerte der Zyklus Zeit von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe	44
Tabelle 18 Mittelwerte der Standphase von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe	44
Tabelle 19 Mittelwerte der Schrittlänge von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe	45
Tabelle 20 Mittelwerte der Ganggeschwindigkeit von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe.....	46
Tabelle 21 Mittelwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe.....	46
Tabelle 22 Mittel- und p-Werte des sagittalen Kniewinkels von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe.....	47
Tabelle 23 Mittel-und p-Werte des sagittalen Kniemomentes von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe.....	48
Tabelle 24 Mittel-und p-Werte des frontalen Kniemomentes von Männern und Frauen der Schlittenpatienten und gesunden Vergleichsgruppe.....	49
Tabelle 25 Mittelwerte der Zyklus Zeit von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite.....	50

Tabelle 26 Mittelwerte der Standphase von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite.....	50
Tabelle 27 Mittelwerte der Schrittlänge von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite.....	51
Tabelle 28 Mittel-und p-Werte der Ganggeschwindigkeit von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite	51
Tabelle 29 Mittelwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite	52
Tabelle 30 Mittelwerte des sagittalen Kniewinkels von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite	52
Tabelle 31 Mittelwerte der sagittalen relativen Momente von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite	53
Tabelle 32 Mittelwerte der frontalen relativen Momente von Männern und Frauen der operierten Seite sowie Gegenseite	54
Tabelle 33 Zusammenfassung der Ergebnisse Patient E.G.	55

11. Anhang

Lebenslauf

_____PERSÖNLICHE ANGABEN

Juliane Anders

Grellstraße 48a

10409 Berlin

0170 7317160

juliane.anders@yahoo.de

05.02.1986 in Sonneberg

Ledig

_____STUDIUM

10/2009 zahnärztliche Approbation

10/2004 – 09/2009 Studium der Zahnmedizin der Universität Leipzig

Abschluss: Staatsexamen

_____PRAKTIKA

2010 Zahnärzte ohne Grenzen in Indien/Coonoor

2009 Hospitation Zahnarztpraxis Dr. Wertmann Potsdam

2008 Teilnahme Studentensommercamp Straumann in Freyburg

2006 Tätigkeit in der Zahnarztpraxis Dr. Drachenberg (Medeco) Leipzig

2005 Praktikum Dentallabor Schreiber Bad Klosterlausnitz

2004 Praktikum Zahnarztpraxis Rosmarie Böhme Eisenberg

_____SEMINARE

2004 -2009 Ausbildung Seniorenzahnmedizin

2007 Zertifikat VITA Workshop VM13

2007 CEREC-Kurs Universität Leipzig

- 2007 Ergonomie am zahnärztlichen Arbeitsplatz Nord West Dental Leipzig
2006 Chirurgische Naht- und Knotentechniken MLP Leipzig
2006 Teilnahme am 2. Deutschen Oralchirurgie Kongress für Studenten in Berlin
2005 Zertifikat „Artikulation und mittlere Gesichtsbogenübertragung“ sowie „Modellation einer Krone nach okklusalem Kompass“

SCHULE UND AUSBILDUNG

- 1996-2004 Friedrich-Schiller-Gymnasium Eisenberg
Abschluss: Abitur , Note 1,6
1992-1996 Grundschule West Eisenberg

Beruflicher Werdegang

- seit 05/2010 Zahnklinik Bernau

BESONDERE KENNTNISSE

- IT-Kenntnisse:
MS Office: Sehr gut
Fremdsprachen:
Englisch: sehr gut
Französisch: gut

SOZIALES ENGAGEMENT

- 2007- 2008 Vorsitzende des unidens e.V. der Fachschaft der Universität Leipzig

HOBBYS

- Lesen, Tennis Damen Oberliga, Fitnesstraining, Handarbeiten

Berlin, 07.09.2010

Danksagung

Für die Überlassung des Themas sowie die Möglichkeit der Nutzung der Ressourcen seiner Klinik und der Forschungsabteilung bedanke ich mich bei Herrn Prof. R.A. Venbrocks, dem Ordinarius des Lehrstuhls für Orthopädie der Friedrich-Schiller Universität Jena und Ärztlichem Direktor des Waldkrankenhauses Eisenberg.

Meinem Betreuer Herrn PD Dr. Jens Anders danke ich für die fachliche Begleitung während der Patientenuntersuchungen und bei Erstellung der schriftlichen Arbeit. Seine kritischen Bewertungen waren stets Ansporn für Verbesserungen und halfen den zeitlichen Rahmen einzuhalten.

Für die biomechanische Betreuung bedanke ich mich ganz herzlich bei Herrn Dr. Sander und Dr. Layher aus der Abteilung Biochmechanik des Waldkrankenhauses Eisenberg.

Ein besonderer Dank gilt meinem Großvater, Dr. Peter Anders, der mit seinem Engagement großen Anteil am Zustandekommen dieser Dissertation hat. Ohne seine Anleitung und unermüdliche Geduld wäre eine so zügige Fertigstellung meiner Arbeit nicht vorstellbar gewesen.

Abschließend bedanke ich mich noch bei meiner gesamten Familie sowie Freunden, ohne deren Antreiben ich die Doktorarbeit nicht innerhalb dieses Zeitrahmens beendet hätte.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. Jens Anders, Dr. Klaus Sander, Dr. Frank Layher, Dr. Peter Anders,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Berlin, 07.09.2010

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers